ALPHARHYTHMUS UND NEGATIVE GRUNDLINIENVARIATIONEN

UWE HEINEMANN

1971

PRINT KG
8 München 23
Clemensstraße 27
Telefon 342149

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546015_0065

AUS DER ABTEILUNG FÜR NEUROPHYSIOLOGIE
DES MAX-PLANCK-INSTITUTES FÜR PSYCHIATRIE
MÜNCHEN

Alpharhythmus und

negative

Grundlinienvariationen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
in der gesamten Medizin verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwigs-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von

Uwe H e i n e m a n n

aus München

München 1972

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. O.D. Creutzfeldt
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Hippius
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung:	6.7.1971

Inhaltsverzeichnis :

I. Einleitung .....S. 1
- Langsame corticale Potentiale - Ausdruck eines psychologisch definierten Zustandes .....S. 1
- Langsame corticale Potentiale - Können sie einen Einfluß auf den Alpharhythmus haben ...S. 3
- Welche Veränderungen können im Alpharhythmus erwartet werden ? .....S. 4

II. Versuchsbeschreibung .....S. 5

III. Ableitungen .....S. 6

IV. Apperatur .....S. 7

V. Datenverarbeitung .....S. 7

VI. Auswertemethoden .....S. 8
1.Grundlinienvariationen .....S. 8
a.Beschreibung der negativen Grundlinien - variationen .....S. 9
b.Zeitliche Beziehung negativer Grundlinien-variationen zu spontanen Handbewegungen ...S. 1o
2.Alpharhythmus .....S. 11
a.Alphaphase und Bewegungsbeginn .....S. 12
b.Phasengang des Alpharhythmus bei corticaler Blockade .....S. 13
c.Frequenzvergleich .....S. 14
d.Interhemisphärische Synchronisation .....S. 14

VII. Ergebnisse
1.a.Neagative Grundlinienvariation .....S. 14
b.Zeitlicher Bezug der negativen Grundlinien-variation zum Beginn spontaner Handbewegungen .....S. 16
2.Das Verhalten des Alpharhythmus .....S. 19
a.Frequenzverhalten .....S. 19
b.Beziehung des Alpharhythmus zum Beginn einer Bewegung .....S. 2o
c.Phasenkohärenz zwischen beiden Hemisphären.S. 22
d.Blockierung und Alphaphasengang .....S. 23

VIII. Diskussion .....S. 24
1.Erwartungswelle und Bereitschaftspotential ..S. 24

VIII. 2.Zeitliche Variabilität .....S. 25
3.Negative Grundlinienvariationen und Alpha - rhythmus .....S. 27
4.Erwartungswellen als im EEG manifestierter , psychologisch kontrollierter Zustand .....S. 28
5.Physiologische Grundlagen des Alpharhythmus.S. 28
6.Alpharhythmus und spontane Willkürbewegung .S. 29
7.Frequenzverhalten .....S. 31
8.Interhemispärische Phasenbeziehung .....S. 31
9.Phasengang des Alpharhythmus während cortica- ler Blockade .....S. 32
1o.Bemerkungen zur Funktion des Alpharhythmus .S. 33
IX. Zusammenfassung .....S. 35
X. Literaturverzeichnis .....S. 37
XI. PS. .....S. 48
XII. Lebenslauf .....S. 49

Einleitung:

Als Berger 1928 das Elektroencephalogramm beschrieben hatte, hoffte man, endlich einen Schlüssel zur Analyse der vielfältigen Leistungen des ZNS in der Hand zu haben. Aber sensorische Afferenzen, Wahrnehmung, Denken und die vielfältigen Wirkungen, die vom menschlichen Gehirn ausgehen, blieben weiter versteckt in einer großen Zahl unterschiedlicher Wellenmuster und Frequenzen, auf deren Beschreibung die Analyse jahrelang beschränkt bleiben mußte.

Trotz intensiver Bemühungen gelang es nicht einmal, die physiologische oder neurophysiologische Funktion des Alpharhythmus zu klären, der eins der auffälligsten Merkmale des EEGs darstellt.

Erfolgreicher wurde die Suche nach differenzierten Leistungen des ZNS, als es mit Hilfe der gleitenden Mittelwertbildung (Averaging) gelang, im Rauschen des EEGs versteckte Reizantwortpotentiale nachzuweisen.

Langsame corticale Potentiale - Ausdruck eines psychologisch definierten Zustandes

Einen zusätzlichen Gewinn für die Untersuchung des Elektroencephalogramms bedeutete die Entdeckung von langsamen Schwankungen des corticalen Bestandspotentials. Spezifische Leistungen des ZNS, beispielsweise Willkürbewegungen, werden registriert und dann wird nach Äquivalenten einer Bewegungsbereitschaft im EEG gesucht, die dem eigentlichen Willkürakt vorangehen. Bei diesen Untersuchungen wurden sogenannte Bereitschaftspotentiale, langsame negative Potentiale, gefunden, die man dar-

stellen konnte, wenn man genügend EEG-Abschnitte unmittelbar vor den dazugehörenden Bewegungen mittelte (Kornhuber und Deecke 1965, Gilden et al. 1966, Vaughan et al. 1968 a, b).

Caspers (1961) registrierte negative Gleichspannungspotentiale bei wachen Ratten vor allem vor und während willkürlicher Bewegungen, die einen orientierenden oder exploratorischen Charakter hatten. So war es nicht verwunderlich, daß später auch in Conditionierungsexperimenten langsame negative Potentiale gefunden werden konnten, so bei Tieren (Shvets 1958, Rowland et al. 1963) und dann auch bei Menschen (Grey Walter et al. 1964). Die gegebenen negativen Variationen (Contingent negative variations) wurden mit einer Averagetechnik zwischen conditionierendem und imperativem Reiz nur dann registriert, wenn mit dem imperativen Reiz eine Aufgabe verbunden war. Deshalb nannte Grey Walter die negativen Variationen (CNV) entsprechend dem psychischen Korrelat auch Expectancy-waves, da sie im wesentlichen von der Erwartung des Reizes abhingen (Grey Walter 1964, Low et al. 1966, 1968 u.a.). Die Erwartungswelle wird aber auch von anderen Faktoren wie Ableiteort, psychischer Disposition, Alter, Aufmerksamkeit usw. beeinflußt (Irwin et al. 1966, Low et al. 1968, Cohen et al. 1967, Tecce et al. 1969). Sie könnte ein sehr komplex zusammengesetztes Wellenmuster sein, wie inzwischen von Järvilehto und Fruhstorfer (1970) bestätigt wurde. Deshalb verließen wir unser ursprüngliches Konzept, Einflüsse auf den Alpharhythmus während der Erwartungssituation mit EEG-Abschnitten zwischen den einzelnen Conditionierungssituationen zu vergleichen.

Dafür eignet sich das Experiment von Kornhuber und Deecke (1965)

besser, Es wurde variiert, indem die Versuchspersonen sich in den verschiedenen Versuchssituationen mit unterschiedlichen Stimuli selbst reizen konnten. Dadurch wurde wieder eine gewisse "Erwartungssituation" etabliert, die allerdings auf ihre Konstanz und ihren zeitlichen Bezug zum Beginn der Bewegung geprüft werden muß.

Langsame corticale Potentiale - Können sie einen Einfluß auf den Alpharhythmus haben?

Reizung der substantia reticularis mesencephali kann am Cortex langsame negative Potentiale bewirken (Arduini 1957). Der Einfluß der Substantia reticularis auf den Alpharhythmus ist ausführlich von Moruzzi referiert und untersucht worden (1961, 64). Goldring und O'Leary (1957) wiesen nach, daß die "recruiting response" des cerebralen Cortex, die mit einer Reizung der intralaminaren Kerne des Thalamus einhergeht, im Cortex von einer Negativierung des corticalen Bestandspotentials begleitet war.

Andersson und Andersen referierten in ihrem Buch: "Physiological Basis of Alpha Rhythm" (1968) die verschiedenen Arbeiten über die Recruiting response und stellten fest:
Es gibt zwei verschiedene Arten der Beeinflussung der corticalen Aktivität durch Reizung medialer Thalamuskerne:
Über das unspezifische Projektionssystem wird hauptsächlich excitatorische synaptische Aktivität in den oberflächlichen corticalen Schichten induziert, also an den apikalen Dendriten corticaler Neurone, die Chang für die Bildung negativer Gleichspannungspotentiale verantwortlich macht (1960). Über die intrathalamischen Neuronenverbindungen zu den spezifischen thalamischen Relaykernen und das von ihnen ausgehende spezifische

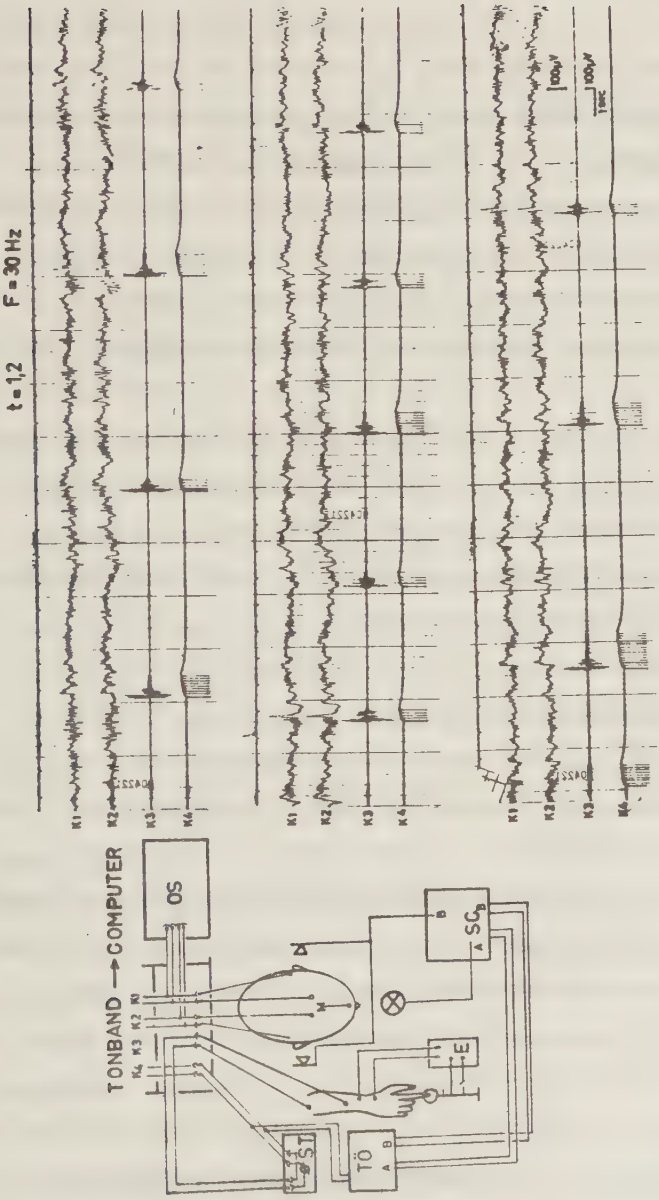
Projektionssystem, daß seine synaptischen Kontakte wesentlich tiefer im Cortexsystem hat, könnte die rhythmische Alphaaktivität beeinflußt werden.

Welche Veränderungen können im Alpharhythmus erwartet werden? Andersen und Andersson (1966 a, b; 1968) lieferten eine ganze Reihe experimentell gut fundierter Argumente, daß der Schrittmacher für den Alpharhythmus in den spezifischen Thalamuskernen zu suchen sei. Als Schrittmacher für den Alpharhythmus können die jeweiligen spezifischen Kerne dienen, die über eine spezifische Projektion in den Cortex verfügen. Sie berichteten, daß ein optimaler Erregungspegel für die Initiierung rhythmischer Aktivität erforderlich sei, wobei die nötigen Impulse im wesentlichen über das reticuläre System oder aus der Peripherie, zum Teil aber auch vom Cortex und Thalamus selbst kommen können. Geeignete Reize aus den gleichen Regionen können aber auch den Alpharhythmus aufs neue einsetzen lassen. Über recurrente laterale Inhibition, die im Thalamus weitverbreitet ist, können andere rhythmisch aktive Kerne zunächst gehemmt werden. Auf sie wird dann über intrathalamische Neurone die rhythmische Aktivität des aktiven Kerns übertragen und so die rhythmische Aktivität in vielen thalamischen Kernen synchronisiert. Die gleichen afferenten Impulse können unter anderen Bedingungen aber auch nur einen frequenzändernden Effekt haben.

Aus diesen Überlegungen wollen wir in der vorliegenden Arbeit neben den bereits angesprochenen Fragen:

1. Beschreibung der negativen Grundlinienvariationen
2. Untersuchung des zeitlichen Bezugs dieser Wellen zum Beginn spontaner Handbewegungen

Abb. 1 Versuchsanordnung



noch die folgenden klären:

3. Gibt es einen systematischen Bezug spontaner Handbewegungen zur Phase des Alpharhythmus?
4. Wie verhält sich die Frequenz, verglichen in Abschnitten vor nach einer Bewegung und während der gesamten Ableitung?
5. In welchem Grade sind die interhemispärischen Phasenbeziehungen vor und nach der Bewegung synchron?

Die spontanen Handbewegungen und die durch sie ausgelösten Reize führen im allgemeinen zu einer Blockierung im Alpha-EEG. Wenn der Phasengang des Alpharhythmus ungestört bleibt, obwohl in der corticalen Ableitung kein Alpharhythmus zu beobachten ist, würde dieser Befund das Konzept eines subcorticalen thalamischen Schrittmachers stützen (Morison und Dempsey 1942, Jasper 1949, Andersen und Andersson 1968). Dazu wollen wir in der sechsten Frage klären:

6. Bleibt der Phasengang während corticaler Blockierungen des Alpharhythmus ungestört?

Versuchsbeschreibung:

Abb. 1 Den im folgenden dargestellten Versuchen lag die Ableitung de Grundrhythmus während spontaner Handbewegungen zu Grunde. Die Versuchspersonen, 21 normale Männer und Frauen im Alter von 18 bis 34 Jahren, saßen zurückgelehnt in einem Sessel mit geschlossenen Augen in einem abgedunkelten, voll klimatisierten und lärmabgeschirmten Raum. Sie wurden gebeten, im Abstand vo 5 - 12 Sekunden (Schätzintervall) mit einem Finger eine Taste gegen einen genormten Widerstand von etwa 500 Gramm möglichst rasch und kräftig zu drücken und anschließend den Arm wieder vollkommen zu entspannen. Durch die Bewegung wurde in den für verschiedenen Versuchssituationen entweder ein optisches (I),

elektrisches (II), akustisch gleichbleibendes (III) oder in Intensität und Toncharakter wechselndes (IV) Signal - 100 msec lang - ausgelöst. In einem Versuchsabschnitt (V) folgte kein Reiz auf die Willkürbewegung.

Entsprechend einem Vorschlag von Deecke (1969, pers. Kommunikation) wurden die negativen Potentiale vor Spontanbewegungen, die eine Selbstreizung bedingten, "Erwartungswellen" genannt, während die negativen Variationen vor Willkürbewegungen ohne folgende Stimuli seit ihrer Beschreibung (Kornhuber und Deecke 1966, Deecke und Scheid 1969) Bereitschaftspotentiale genannt werden.

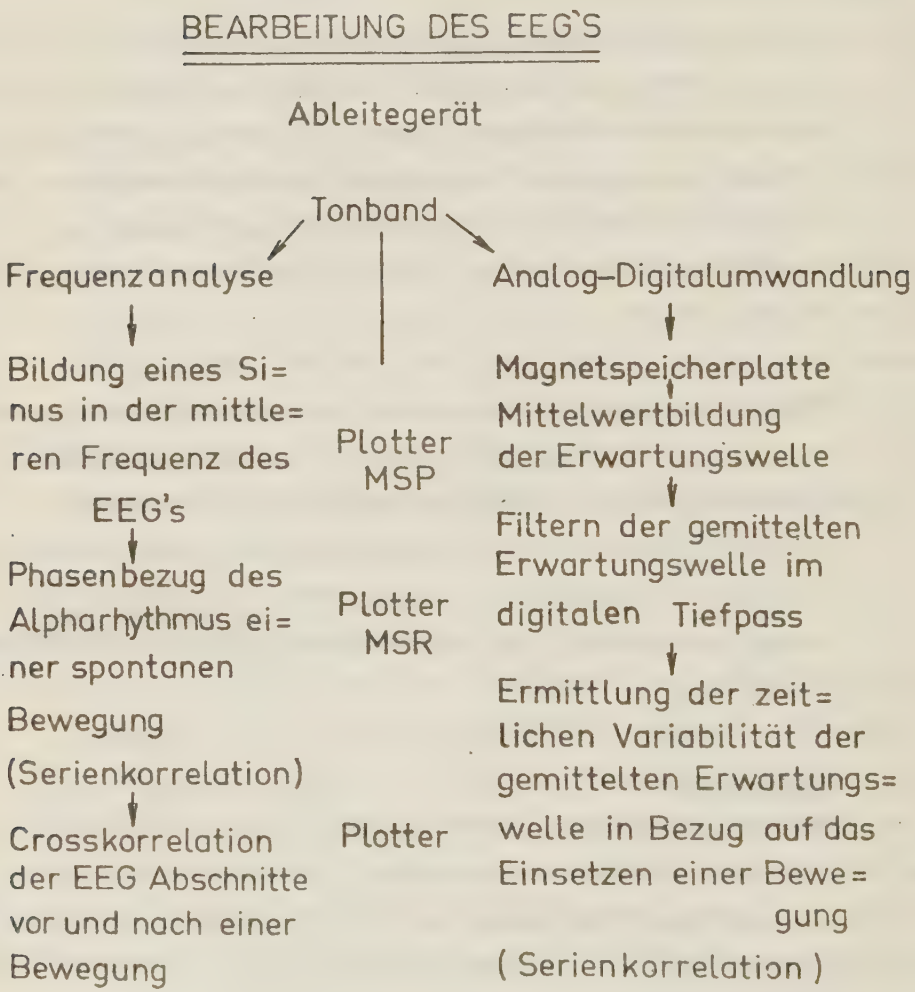
Die Reihenfolge der Versuchsabschnitte wurde in jedem einzelnen Versuch nach dem Zufallsprinzip geändert. Vor Beginn des Versuches und nach Abschluß eines jeden Versuchabschnittes mußten die Versuchspersonen ihre emotionale Einstellung und die subjektiven Erfahrungen, die sie während der einzelnen Versuchsabschnitte machten, auf einer vorgegebenen Skala kennzeichnen (nach Legewie 1969).

Ableitungen:

Das EEG wurde prae-, post- oder nur central von beiden Hemisphären gegen das Mastoid abgeleitet. Die Zeitkonstante betrug 1 sec und die Filterbegrenzung 30 Hertz. Verwendet wurden Silberklebeelektroden. Der Hautwiderstand konnte auf maximal 30 kOhm begrenzt werden.

Sämtliche Registrierungen wurden mit einem Schwarzer EEG-Gerät durchgeführt.

Abb. 1a: Datenverarbeitung



Das Myogramm wurde von den radialen Flexoren des rechten Unterarmes mit Myogrammklebeelektroden (Beckmann) abgeleitet und einer Zeitkonstante von 0.03 ohne Filterbegrenzung registriert.

Apparatur:

Die abgeleiteten Myogrammimpulse wurden in einem Schmittrigger in Einheitsimpulse umgewandelt, wenn sie eine Schwelle überschritten, die so empfindlich wie nur irgend möglich eingestellt wurde. In fast allen Experimenten wurden die Einheitsimpulse ebenfalls registriert, sodaß gut kontrolliert werden konnte, ob die Impulse wirklich die Bewegung repräsentierten.

Die Myogrammimpulse wurden zur Auslösung optischer oder akustischer Signale verwendet, indem sie über ein Reizgerät (Tönnies) in Rechteckimpulse verwandelt wurden, die wiederum ein Reizgerät (Alvar) für optische und akustische Stimuli steuerten. Die bewegungsbedingten Signale erleichterten es den Versuchspersonen zu lernen, den Arm nach jeder einzelnen Bewegung wieder vollständig zu entspannen, die Bewegung aber rasch und kräftig durchzuführen. Der Elektroschock wurde durch Tastendruck ausgelöst und am rechten Unterarm appliziert. Die Intensität wurde so eingestellt, daß die Stromstöße als deutlich unangenehm empfunden wurden. EEG und Einheitsimpulse wurden auf einem 4-Kanal Tonband (Telefunken) gespeichert und so der weiteren Analyse mit einem IBM 1130 Computer zugänglich gemacht.

Datenverarbeitung:

Myogrammimpulse und EEG wurden über Analog-Digital-Wandler und Interface (Probst, Färber 1968) mit einer Auflösung von 2 msec auf einer Magnetspeicherplatte fortlaufend abgespeichert. 10

Minuten kontinuierlicher Ableitung aus einem Versuchsabschnitt standen so für die Klärung der einzelnen Fragestellungen zur Verfügung.

Auswertungsmethoden:

Abb. 1a 1. Grundlinienvariationen

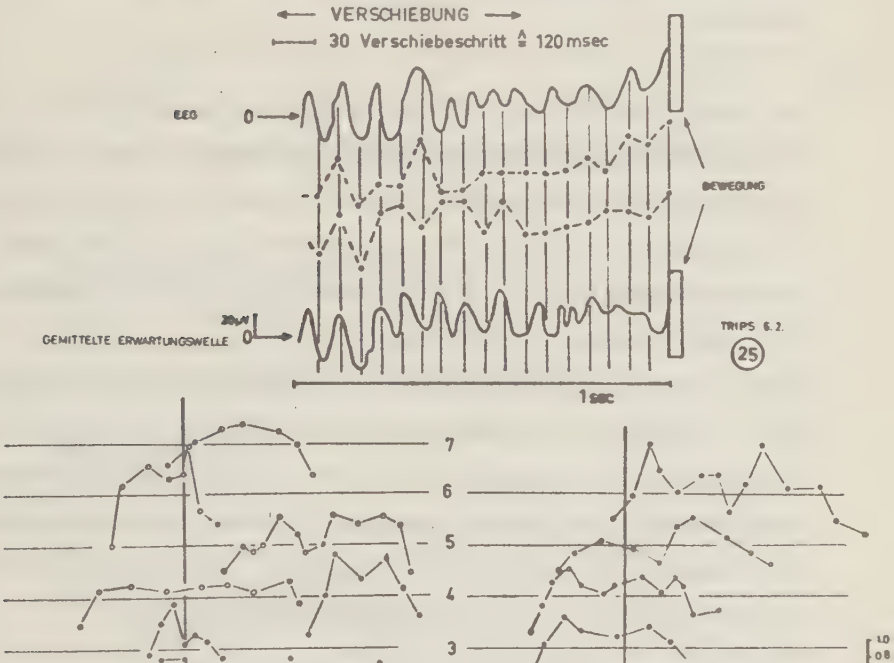
Bisher wurde für die Analyse signalabhängiger Phänomene, seien diese nun exogen oder endogen bedingt, das sogenannte Averageverfahren verwendet. Es erlaubt, spezielle Wellenmuster (Pattern) durch ein Punkt für Punkt Summierungsverfahren darzustellen, die sonst im Rauschen (Noise) des EEGs nur schwach erkennbar sind. Ein so gewonnenes Pattern stellt eine zeitliche Folge intraindividuell gemittelter Amplitudenwerte dar. Diese können Resultat echter Amplitudenschwankungen oder aber das Summierungsergebnis eines Vorgangs mit einigermaßen konstanten Amplitudenwerten aber variierendem Zeitablauf sein.

Bei der Untersuchung evozierter Potentiale kann diese zeitliche Variabilität sicher weitgehend vernachlässigt werden, da es sich um eine Reizreaktionsfolge mit relativ schnellen Schwingungskomponenten handelt. Je niedriger aber die Frequenz einer Schwingung ist, desto stärker können zeitliche Variabilitäten in den Summierungsvorgang eingehen, ohne wesentlich die Prägung des Musters zu beeinflussen. Dieser zeitliche Bezug kann aber nicht ohne Einfluß auf die neurophysiologische Interpretation negativer Gleichspannungspotentiale vor Willkürbewegungen bleiben. Man muß dazu versuchen, eine der beiden Komponenten - echte Amplitudenstreuung oder zeitliche Variabilität -, die in die Mittelung eingehen, isoliert zu betrachten. Das gelingt mit der Serienkreuzkorrelation, die amplitudenunabhängig Ähn-

Abb 2
Oben: Original - EEG ; darunter geglättetes Original - EEG ; darunter geglättetes gemitteltes Vergleichsmuster (negative Grundlinienvariation) ; darunter ungefiltertes negatives Grundlinienpotential

links und rechts unten : Zeitliche Beziehung je einer negativen Grundlinienvariation zum Beginn der Bewegung

CROSS-CORRELOGRAMME AUS GEMITTELTEN ERWARTUNGSWELLE ALS PATTERN UND EINZELABLEITUNGEN VOR DER JEWEILIGEN BEWEGUNG

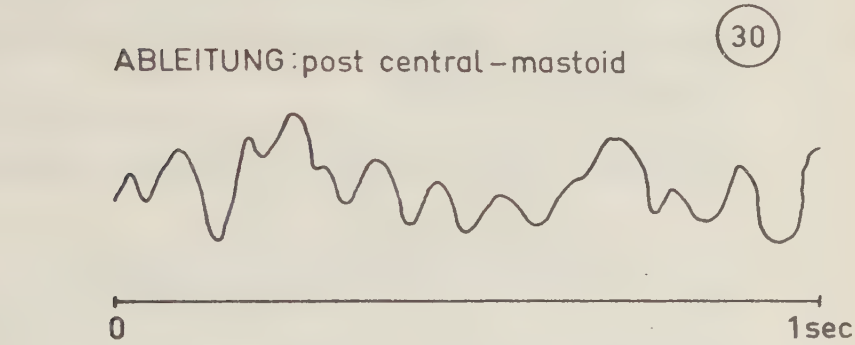


lichkeitswerte zweier Muster ermittelt. Vergleicht man also ein definiertes Muster mit der Originalableitung, kann man Ähnlichkeits-Zeit-Kurven zwischen Original-EEG und Vergleichsmuster errechnen, die es erlauben, den zeitlichen Bezug z.B. einer Spontanbewegung und einer negativen Grundlinienvariation abzuschätzen. Crosskorrelationsanalyse und Crosskovarianz erlauben es, im EEG jedes beliebige Muster als solches zu erkennen, wobei die Crosskorrelation amplitudenunabhängige, die Crosskovarianz amplitudenabhängige Filter für die Muster darstellen.

Da in diesem Fall ein im wesentlichen bekanntes Muster innerhalb eines definierten EEG-Abschnittes unmittelbar vor einer spontanen Bewegung gesucht wurde, konnten wir uns für die Einzelanalysen mit der Methode der Crosskorrelation begnügen. Bei der Crosskorrelation wird die Funktion x (EEG-Originalableitung) mit der Vergleichsfunktion y zum Zeitpunkt t gefaltet. Für jeden Zeitpunkt t wird ein Korrelationskoeffizient r_k errechnet, der - normiert - ein Maß der Ähnlichkeit zum Zeitpunkt t darstellt. Durch Veränderung von t zu t_1, t_2, usw., d.h. durch Verschiebung des Vergleichsmusters entlang der Originalableitung, lassen sich die bereits erwähnten Ähnlichkeits-Zeit-Kurven errechnen (Lee 1950, Lee 1960, Middleton).

a. Beschreibung der negativen Grundlinienvariationen:
Erwartungswellen und Bereitschaftspotentiale wurden aus 20 bis 50 Ein-Sekundenabschnitten vor einer spontanen Handbewegung gemittelt und die dazugehörende Streuung errechnet. Später wurden auch erheblich längere Datenstücke gemittelt. Die gemittelten Potentiale wurden auf der Platte abgespeichert und

Abb. 3 Glättungsverfahren
oben: ungeglättete negative Grundlinienvariation
Mitte: digitaler Tiefpaßfilter
unten: Glättungsergebnis

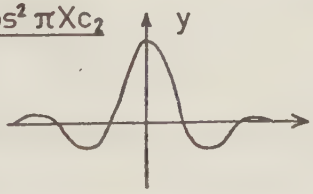


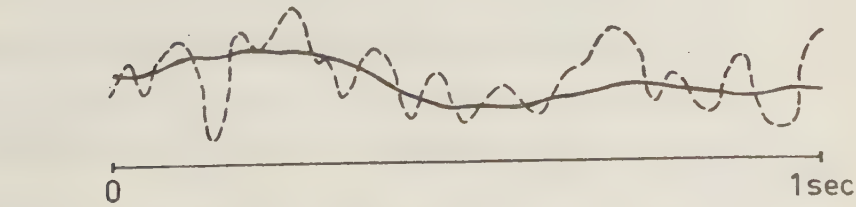
UNGEFILTERTE ERWARTUNGSWELLE

$$y = \frac{c_1 \cdot \sin 2\pi X f_g \cdot \cos^2 \pi X c_2}{2\pi X f_g}$$

f_g = Grenzfrequenz

c_1, c_2 = Konstanten





GEFILTERTE ERWARTUNGSWELLE

mit Hilfe eines Plotters ausgezeichnet. Die Nullinie wurde bestimmt, indem weitere 1.5 sec vor und nach den Bewegungen in die Mittelung einbezogen wurden.

Abb. 2

b. Zeitliche Beziehung negativer Grundlinienvariationen zu spontanen Handbewegungen:

Erwartungswellen und Bereitschaftspotentiale wurden mit jedem einzelnen EEG-Abschnitt vor einer Bewegung nach der Formel

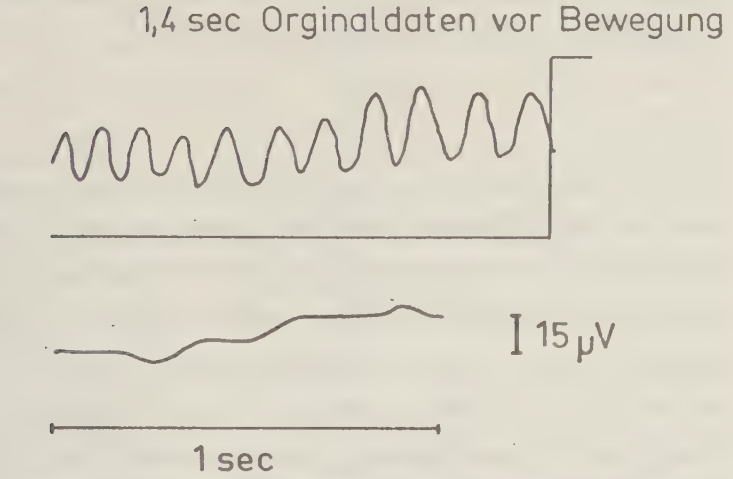
$$r_k = \frac{(N-k)\sum_{i=1}^{N-k} X_i Y_{i+k} - \left(\sum_{i=1}^{N-k} X_i\right)\left(\sum_{j=k+1}^{N} Y_j\right)}{\sqrt{\left[(N-k)\sum_{i=1}^{N-k} X_i^2 - \left(\sum_{i=1}^{N-k} X_i\right)^2\right]\left[(N-k)\sum_{j=k+1}^{N} Y_j^2 - \left(\sum_{j=k+1}^{N} Y_j\right)^2\right]}}$$

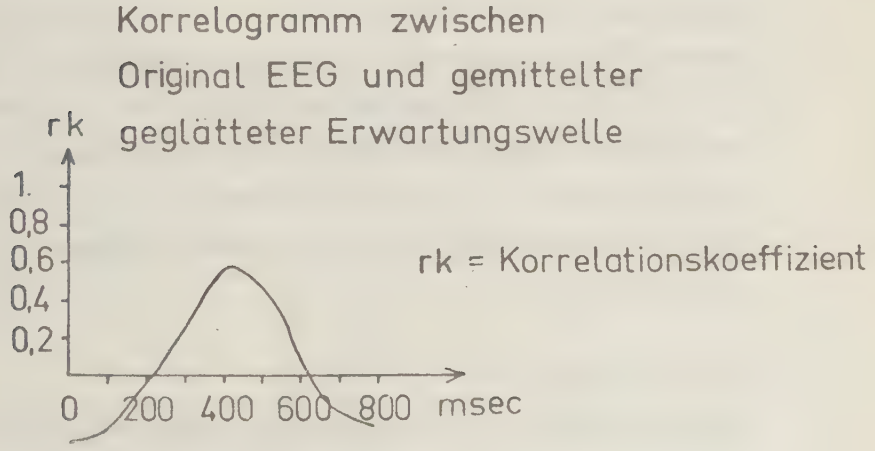
korreliert. Eine solche Analyse darf nicht von den schnellen Frequenzen, die in die Mittelung eingehen, beeinflußt werden. Aus Gründen des rechnerischen Aufwandes entschieden wir uns zunächst dafür, nur jeden 17. Punkt, d.h. also jede 34. msec in Original-EEG und Vergleichsmuster abzufragen. Zunächst verschoben wir das Vergleichsmuster nur um ± 120 msec, ausgehend vom Beginn einer Bewegung (Nullage). So wurde korrelativ die dazugehörige Ähnlichkeits-Zeit-Kurve bestimmt. Prinzipiell galt der Zeitpunkt, bei dem der höchste Korrelationskoeffizient gefunden wurde, als zeitlicher Bezug des Bereitschaftspotentials zum Beginn einer Bewegung. Die ersten Auswertungen der Ähnlichkeits-Zeit-Kurven ließen erkennen, daß nicht immer ein eindeutig als Ähnlichkeits-Gipfel zu identifizierendes Maximum innerhalb der untersuchten ± 120 msec zu finden war. Deshalb wurden in der Folge größere Verschiebebereiche gewählt.

Abb. 3

Später wurden die gemittelten Grundlinienvariationen mit einer Tiefpaßfunktion gefiltert, denn es stellte sich heraus, daß die Korrelogramme ständig durch die überlagerten schnellen Komponenten gestört wurden, so daß das Glättungsverfahren nicht

Abb. 4 Errechnung der Ähnlichkeit-Zeit-Kurven
Das geglättete negative Grundlinienpotential (1 Sekunde) wird mit den Originaldaten verglichen. Es wird von 400 msec vor der Bewegungen bis 400 msec nach der Bewegung verschoben.
Unten ist die ermittelte Ähnlichkeit-Zeit-Kurve dargestellt. Der Gipfelverschiebeschritt representiert den zeitlichen Bezug zum Beginn der Bewegung





ausreichte. Eine genaue Bestimmung der zeitlichen Variabilität war damit unsicher geworden.

Die der Grundlinienvariation überlagerten schnellen Komponenten wurden herausgefiltert, indem die gemittelten Daten mit einer Sinus-Cosinus-Funktion gefaltet wurden. Faltungen mit diesen Funktionen haben die Wirkung des geforderten Tiefpaßfilters. Die folgende Funktion wurde verwendet:

$$y = \frac{c_1 \sin 2\pi f_g \quad \cos^2 \pi c_2}{2\pi f_g}$$

c_1 , c_2 = Konstanten

f_g = Grenzfrequenz

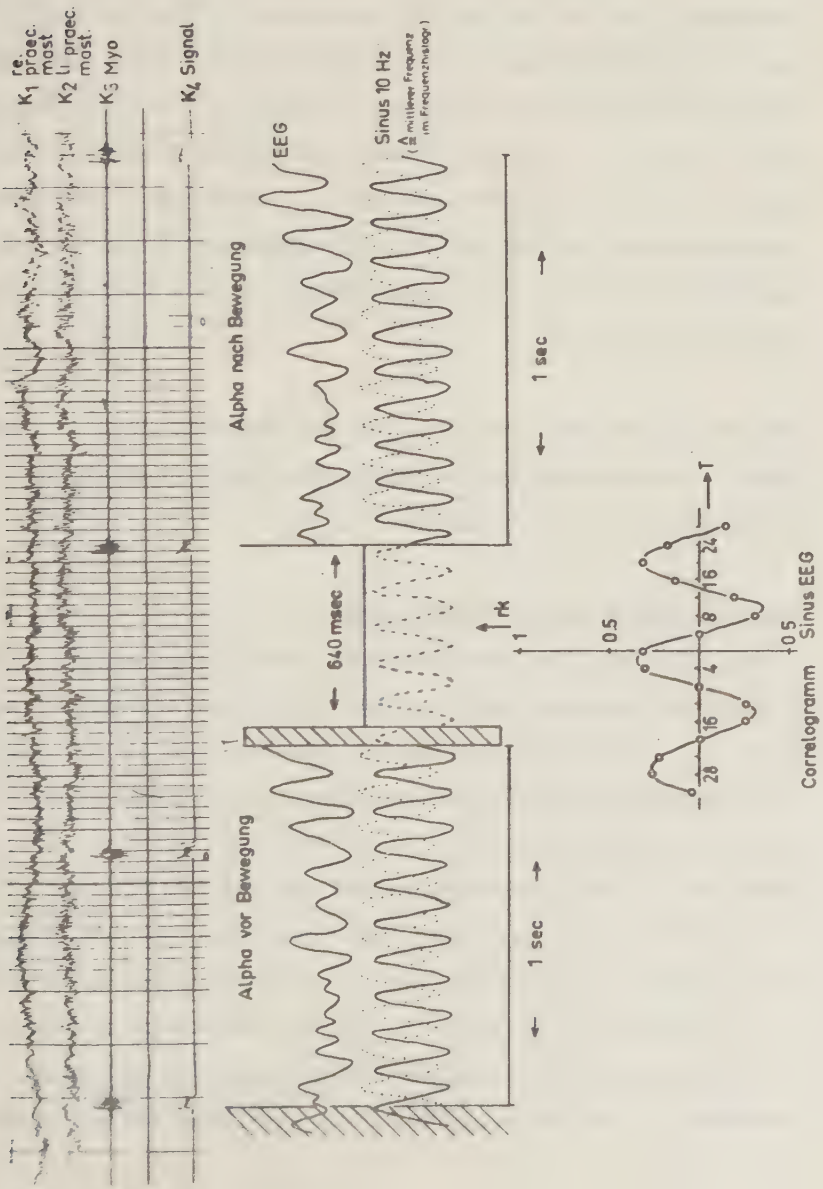
Die Filterung der bereits gemittelten Daten ist zulässig, wenn die Filterflanken ausreichend berücksichtigt werden. Die Länge der Filterflanken richtet sich nach der maximal durch das Filter gelassenen Frequenz (Grenzfrequenz). Im allgemeinen wurde mit einer oberen Filterbegrenzung von zwei Hertz gearbeitet. Die zu filternde Kurve war 1 sec lang, sodaß 2 sec Flankenbereich berücksichtigt werden mußten. Die Ähnlichkeits-Zeit-Kurven wurden nun ermittelt, indem das geglättete Vergleichsmuster (1 Sekunde) insgesamt 800 Millisekunden an den Originaldaten entlanggeschoben wurde. Der Vergleichsvorgang begann 400 Millisekunden vor Beginn der Bewegung und endete 400 Millisekunden danach. Bildete sich in der Ähnlichkeits-Zeit-Kurve zwischen Vergleichsmuster und Originaldaten kein positiver Gipfel aus, konnte geschlossen werden, daß sich eine negative Grundlinienvariation vor dieser Bewegung nicht ausgebildet hatte.

Abb. 4

2. Alpharhythmus

Der Alpharhythmus im EEG stellt ein Frequenzband mit intraindividuellen Schwankungen zwischen 8 und 13 Hertz und spindel-

Abb.5 Bestimmung des Phasenbezugs des Alphas zu Beginn der Willkürbewegungen: Die Ähnlichkeit-Zeit-Kurven werden mit einem Sinus in der mittleren Frequenz des Alphas errechnet.Der Verschiebeschritt , bei dem das Korrelationsmaximum gefunden wurde ,representiert den Phasenbezug des Alphas zum Beginn der Bewegung.
Oben:Originalableitung , beachte Blockaden.
Mit dem Verfahren ist es auch möglich , zu klären , ob der Alpharhythmus wänrend corticaler Blockaden durchgängig ist.



förmiger Modulation dar (Kugler 1966).

Da man dem Alpharhythmus eine relativ hohe Frequenzstabilität unter kontrollierten Bedingungen zuschreiben kann, ist es möglich, ihn für kurze Zeit als Sinusschwingung aufzufassen. Die Kohärenz, das ist derjenige Zeitabschnitt, in dem man vom Beginn eines Wellenzuges reliable Voraussagen über die Alphaphase zum Zeitpunkt x machen kann, beträgt 1.1 sec (M. Brazier 1952, 1956) bis 1.6 sec (Imhuri und Sahura 1949). Tatsächlich geben auch Korrelationen zwischen Alpharhythmus und einer Sinusschwingung in der mittleren Frequenz des Alpharhythmus (Vergleichsabschnitt 1 sec) außerordentlich hohe Korrelationswerte (bis 0.95).

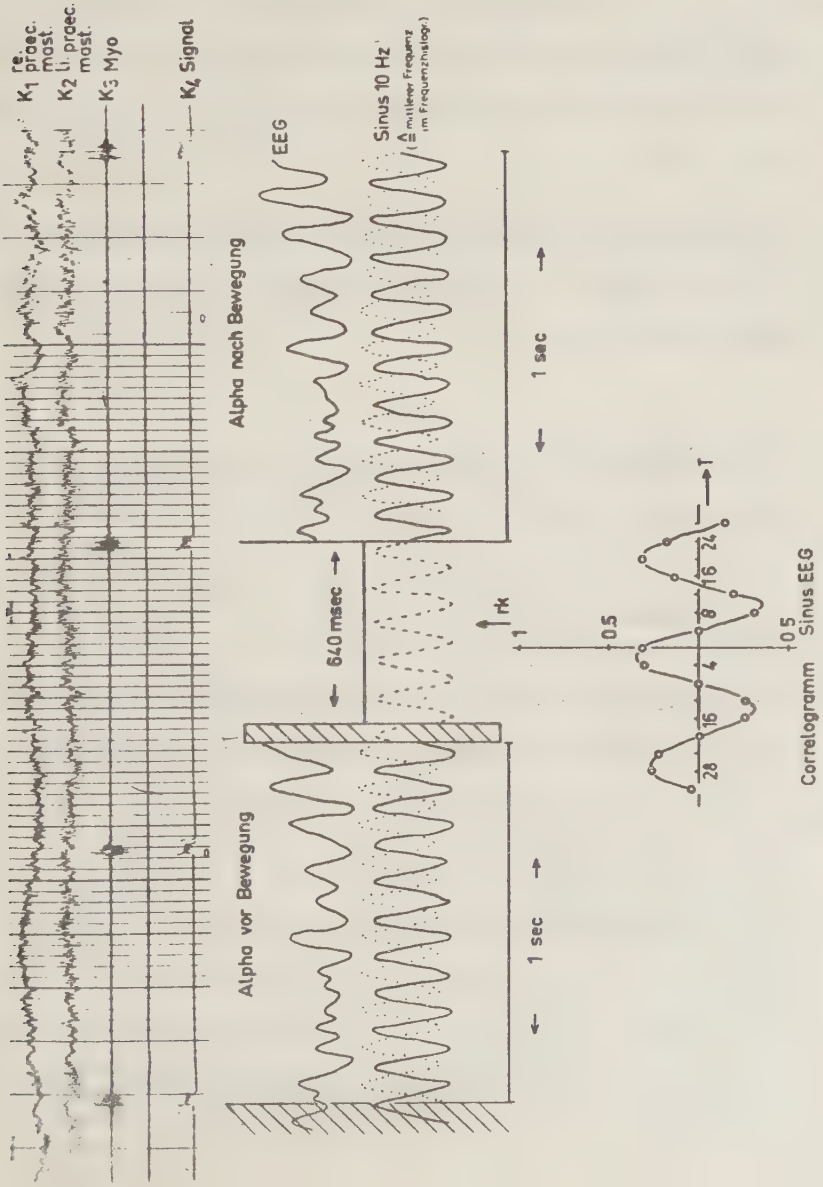
Diese Angaben haben wir uns für die Beantwortung der Frage nach einem systematischen Bezug zwischen Alphaphase und Bewegungsbeginn zu Nutze gemacht.

Abb. 5

a. Alphaphase und Bewegungsbeginn:

Vergleicht man die EEG-Kurve mit einer Sinusfunktion in der mittleren Frequenz des Alphabandes der betreffenden Versuchsperson, indem man ausgehend vom Beginn einer Bewegung den Sinus rückwärts an der Originalableitung entlangschiebt und für jeden Verschiebeschritt die Ähnlichkeits-Zeit-Werte berechnet, wird der Korrelationskoeffizient als Maß der Ähnlichekit dann am größten sein, wenn sich Vergleichsfunktion und Originaldaten optimal in Phase befinden. Der Verschiebeschritt bei dem der höchste Wert gefunden wurde, repräsentiert den mittleren Phasenbezug des unmittelbar vor der Bewegung gelegenen Datenabschnitts zur Bewegung. Die Höhe des Korrelationskoeffizienten

Abb.5 Bestimmung des Phasenbezugs des Alphas zu Beginn der Willkürbewegungen: Die Ähnlichkeit-Zeit-Kurven werden mit einem Sinus in der mittleren Frequenz des Alphas errechnet.Der Verschiebeschritt , bei dem das Korrelationsmaximum gefunden wurde ,representiert den Phasenbezug des Alphas zum Beginn der Bewegung.
Oben:Originalableitung , beachte Blockaden.
Mit dem Verfahren ist es auch möglich , zu klären , ob der Alpharhythmus während corticaler Blockaden durchgängig ist.



förmiger Modulation dar (Kugler 1966).

Da man dem Alpharhythmus eine relativ hohe Frequenzstabilität unter kontrollierten Bedingungen zuschreiben kann, ist es möglich, ihn für kurze Zeit als Sinusschwingung aufzufassen. Die Kohärenz, das ist derjenige Zeitabschnitt, in dem man vom Beginn eines Wellenzuges reliable Voraussagen über die Alphaphase zum Zeitpunkt x machen kann, beträgt 1.1 sec (M. Brazier 1952, 1956) bis 1.6 sec (Imhuri und Sahura 1949). Tatsächlich geben auch Korrelationen zwischen Alpharhythmus und einer Sinusschwingung in der mittleren Frequenz des Alpharhythmus (Vergleichsabschnitt 1 sec) außerordentlich hohe Korrelationswerte (bis 0.95).

Diese Angaben haben wir uns für die Beantwortung der Frage nach einem systematischen Bezug zwischen Alphaphase und Bewegungsbeginn zu Nutze gemacht.

Abb. 5 a. Alphaphase und Bewegungsbeginn:

Vergleicht man die EEG-Kurve mit einer Sinusfunktion in der mittleren Frequenz des Alphabandes der betreffenden Versuchsperson, indem man ausgehend vom Beginn einer Bewegung den Sinus rückwärts an der Originalableitung entlangschiebt und für jeden Verschiebeschritt die Ähnlichkeits-Zeit-Werte berechnet, wird der Korrelationskoeffizient als Maß der Ähnlichekit dann am größten sein, wenn sich Vergleichsfunktion und Originaldaten optimal in Phase befinden. Der Verschiebeschritt, bei dem der höchste Wert gefunden wurde, repräsentiert den mittleren Phasenbezug des unmittelbar vor der Bewegung gelegenen Datenabschnitts zur Bewegung. Die Höhe des Korrelationskoeffizienten

hängt von der Zahl der Alphawellen und der Kohärenz des Frequenzbandes ab. Grundsätzlich wurden deshalb nur EEG-Abschnitte vor einer Bewegung ausgewertet, wenn die Frequenzanalyse des betreffenden Datenabschnitts das Vorhandensein von Alpha ergab und der größte Koeffizient der Serienkorrelation 0.3 nicht unterschritt. Die Verschiebeschritte, die den höchsten Korrelationskoeffizienten zwischen Originalableitung und Vergleichsfunktion repräsentierten, wurden als Häufigkeitsverteilungen ausgeplottet.

Der Vergleichssinus wurde zu Beginn der Untersuchung mit einem Sinusgenerator eingespielt, später ebenfalls mathematisch erzeugt. In einem Teil der Auswertungen wurden die Vergleichsabschnitte verkürzt.

b. Phasengang des Alpharhythmus bei corticaler Blockade

Natürlich kann man prinzipiell die durchschnittliche Phasenbeziehung eines beliebigen 1-Sekundenabschnittes vor oder nach einer Willkürbewegung zu ihrem Anfang messen. Dem sind durch die Kohärenzzeit allerdings Grenzen gesetzt. Deshalb maßen wir den mittleren Phasenbezug des Alphas innerhalb eines Sekundenabschnittes 0.64 sec nach Beginn der motorischen Aktion in Bezug auf diesen aus. Das Gipfel - Gipfel-Intervall (Alpha vor Bewegung zu Alpha nach Bewegung) wurde anschließend ausgemessen. Es erlaubt Rückschlüsse, ob und wie der Phasengang während der corticalen Alphablockade gestört wird.

Die gemessenen Abstände wurden entweder als Häufigkeits- oder als Intervallhistogramme ausgezeichnet.

Abb. 6
Dieoberen zwei gemittelten Wellenmuster links und rechts sind negative Grundlininienvariationen ohne nachfolgenden Reiz.Die Alphaamplituden mitteln sich unterschiedlich. Die Zahlen in den runden Kreisen geben die Zahl der gemittelten Datenabschnitte an

c. Frequenzvergleich

Das Frequenzverhalten während der gesamten Ableitung sollte mit dem Frequenzverhalten während der Sekundenabschnitte vor und nach der Bewegung verglichen werden.

Die Frequenzanalyse für den gesamten Datenabschnitt erfolgte mit einem Frequenz-Intervall-Analyseverfahren, das ausführlich von Legewie und Probst (1969) beschrieben wurde. Das gleiche Verfahren wurde von uns angewendet.

Die mittlere Frequenz eines Sekundenabschnittes wurde mit Hilfe des von Mary Brazier und J.S. Barlow beschriebenen Autokorrelationsverfahrens ermittelt. Die errechneten Werte wurden wieder in Häufigkeitsverteilungen ausgezeichnet und Mittelwert und Streuung verglichen.

d. Die Interhemisphärische Synchronisation

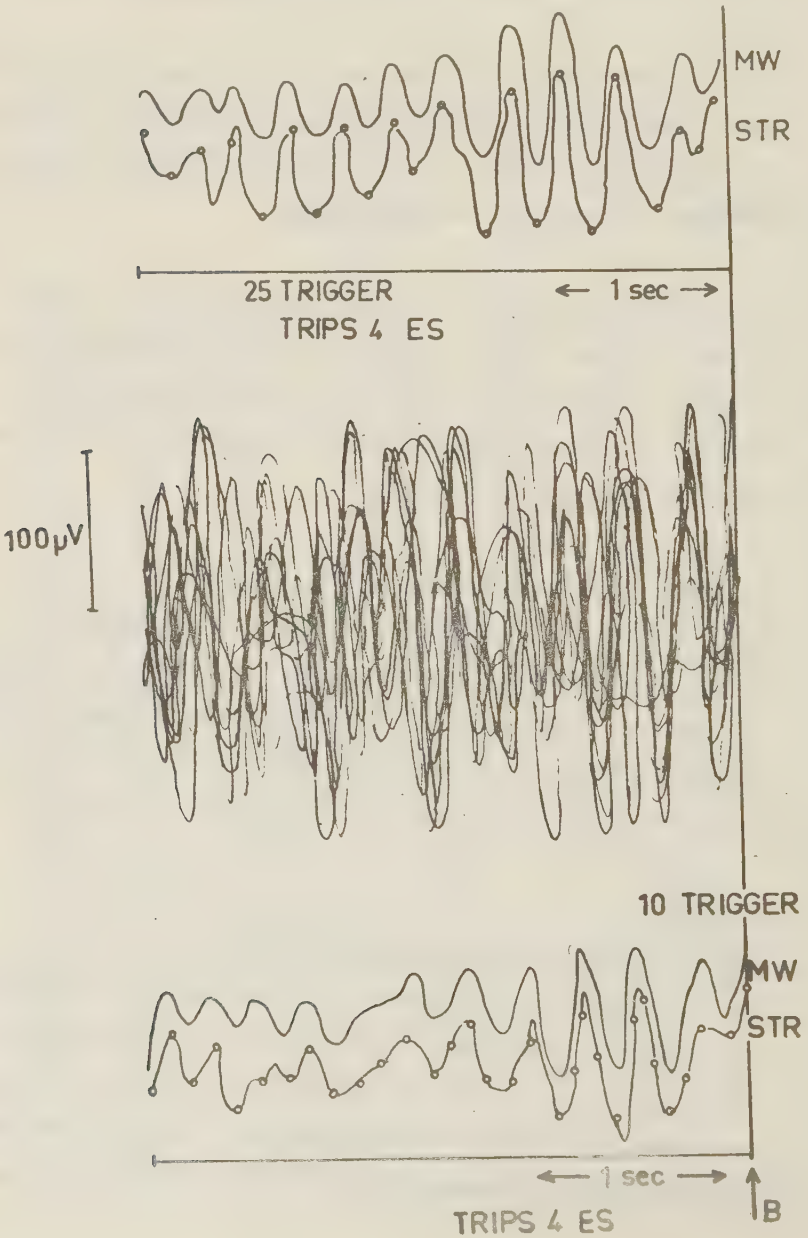
Sie wurde wieder korrelativ bestimmt. Das Verfahren ist ebenfalls lange beschrieben und häufig angewendet worden (Brazier und Barlow 1959, Liske et al.1967). Die Interhemispärische Phasenbeziehung wurde für die Sekundenabschnitte vor und 0.64 Sekunden nach Beginn einer jeden Bewegung ermittelt.

Ergebnisse:

1. a. Negative Grundlinienvariationen

In der Abbildung werden einige repräsentative Beispiele für
Abb. 6 Bereitschaftspotentiale und Erwartungswellen dargestellt. Im allgemeinen wurden die Wellen aus 25 1- bzw. 1.6-Sekundenabschnitten vor einer Bewegung gemittelt. Eine wesentliche Veränderung der Amplitude oder der Form der jeweiligen Gleich-

Abb. 7
oben: Mittelwert und Streuung eines negativen Grundlinien potentials aus 25 Einzelabschnitten (Versuchssituation: Elektroschock)
Mitte: 10 übereinander gezeichnete Sekundenabschnitte vor den dazugehörigen Bewegungen.
unten: Mittelwert und Streuung aus diesen ausgezeichneten EEG-Abschnitten



spannungspotentiale ließ sich bei Vermehrung oder Verminderung der Mittelungszahl nicht beobachten. Auch die in die Mittelung eingehenden schnelleren Komponenten im Alphabereich veränderten ihren Phasenbezug zum Beginn einer Bewegung nicht wesentlich.

Die Erwartungswellen bzw. Bereitschaftspotentiale schwanken zwischen 0.4 und 1.2 sec. Das Mittel in unserer Population ist 0.787 sec ± 0.142 sec. Die Amplitude beträgt zwischen 5 und 15 Mikrovolt. Diese Werte entsprechen den in der Literatur gemachten Angaben, wenn man die jeweilige Lokalisation der Ableiteelektroden berücksichtigt (Vaughan, Gilden, Kornhuber).

Auffällig ist allerdings, daß die mittlere Amplitude der Bereitschaftspotentiale bei 25 in die Mittelung eingehenden Datenabschnitten durchschnittlich 7 Mikrovolt niedriger erscheint als die Amplituden der sogenannten Erwartungswelle, bei der durch die spontane Handbewegung ein Reiz ausgelöst wird.

Dem entspricht eine geringere persönliche Beteiligung der Versuchspersonen bei der Ableitung der Bereitschaftspotentiale, wie sie sich aus der Selbsteinschätzung der Probanden in Kategorien ergibt, die Angaben über Konzentration während und Beanspruchung durch das Experiment erlauben. Die Streuung der Amplitudenwerte der negativen Gleichspannungspotentiale ist groß, größer als die Streuung entsprechender Werte bei evozierten Potentialen. Die Streuung differiert über dem gemittelten Bereich. Ein einheitlicher Trend konnte weder intraindividuell in den verschiedenen Versuchssituationen noch interindividuell

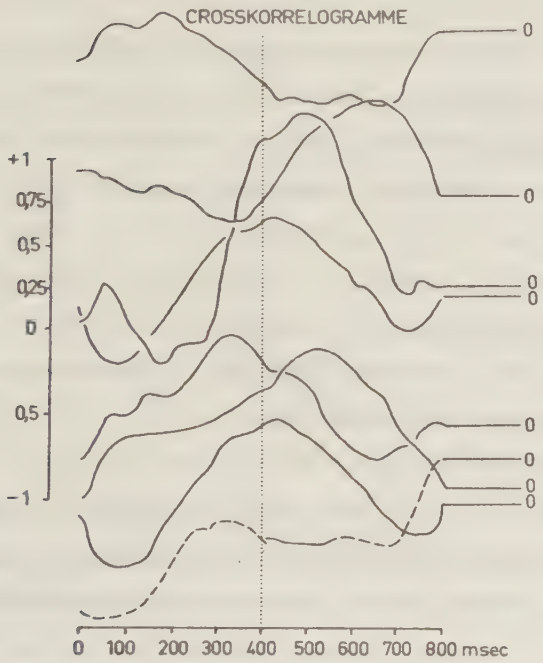
in gleichen Versuchssituationen festgestellt werden. Ebensowen lassen sich die Erwartungswellen entsprechend den verschiedenen, durch die Bewegung ausgelösten Signalen kategorisieren. Das gilt für die Amplitudenausbildung wie für die Länge der Erwartungswellen. Es konnte jedoch festgestellt werden, daß die zeitliche Ausprägung der Erwartungswellen unabhängig von der Reihenfolge der Versuchssituationen, die während der Experimente variiert wurde, mit fortwährender Dauer des gesamten Experimentes abnehmen kann. Das scheint von der subjektiven Einstellung der Versuchspersonen zum Experiment abzuhängen.

Abb. 7 Der Befund der relativ hohen Streuung in den Amplitudenwerten ist zunächst erstaunlich. Es erschien unklar, ob es sich um eine zeitliche Variabilität der negativen Gleichspannungspotentiale in Bezug auf den Beginn einer Bewegung handelte oder ob dieser Befund allein durch die Amplitudenstreuung erklärbar wäre. Bei solchen Versuchspersonen, die nur wenig Alphaaktivität aufwiesen oder bei denen frontal abgeleitet wurde, wäre dann eine wesentlich kleinere Alpha-Amplitudenstreuung zu erwarten gewesen. Das konnte experimentell aber nicht bestätigt werden. Es stellte sich also die Frage, ob die Erwartungswelle als negative Gleichspannungskomponente immer zum gleichen Zeitpunkt auftaucht oder ob sie und wie sie in der Zeitachse variiert (s. Abb. 6).

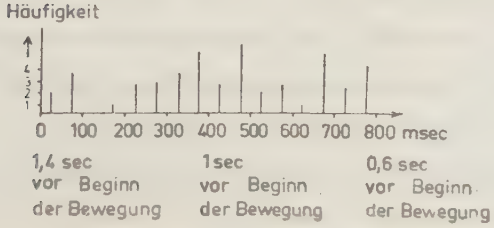
Abb. 8 <u>b. Zeitlicher Bezug der negativen Grundlinienvariationen zum Beginn spontaner Handbewegungen</u>

Das Problem suchten wir zu lösen, indem wir das durch die Mittelung erzeugte Muster korrelativ mit jedem einzelnen Daten-

Abb.8: Oben gefilterte gemittelte Erwartungswelle aus 25 EEG-Abschnitten; darunter: Beispiele von Ähnlichkeits-Zeit-Kurven , die für einzelne EEG -Abschnitte bestimmt wurden(Verschiebeschritte mit Maximum representieren den zeitlichen Bezug zur Bewegung!) Beachte: Die gestrichelte Kurve bleibt die ganze Zeit negativ! In diesem Abschnitt keine negative Grundlinienvariation.
Unten: Häufigkeitsverteilungen der zeitlichen Bezüge der negativen Grundlinienvariationen zum Beginn der Bewegungen



ZEITLICHE BEZIEHUNG EINES EINZELNEN BEREITSCHAFTSPOTENTIALS ZUM BEGINN DER BEWEGUNG



abschnitt vor einer Bewegung verglichen. Wie in der Methodik bereits ausgeführt, stellen die in die Mittelung eingehenden schnellen Komponenten für die Korrelation einen so starken Störfaktor dar, daß sie selbst eine Schätzung der zeitlichen Variabilität der Muster in Bezug auf den Beginn einer Bewegung unsicher machten. Deshalb mußten die schnellen Komponenten aus den höheren Frequenzbereichen aus dem gemittelten Muster herausgefiltert werden.

Aus verfahrenstechnischen Gründen bot sich zunächst die in Abb. 2 dargestellte Methodik an. In die Berechnung des Korrelationskoeffizienten zum Zeitpunkt t (bezogen auf den Beginn einer Bewegung) ging nur jeder 17. Wert des Vergleichsmusters und der Originalableitung ein, wodurch etwas geglättete Gebilde entstehen. Die Ähnlichkeits-Zeit-Kurven ergaben in 50 % der ausgewerteten Datenabschnitte eine deutliche Plateaubildung, aus der Gipfel in der Ähnlichkeits-Zeit-Beziehung extrapoliert werden konnten.

So ist es möglich, wenigstens Schätzwerte für die Variabilität der einzelnen ungemittelten Erwartungswelle der Originalableitung in Bezug auf den Beginn einer Bewegung anzugeben.

Die Mittelwerte der zeitlichen Beziehung schwanken interindividuell zwischen ± 6 Verschiebeschritten, 24 msec in positiver wie negativer Zeitrichtung um die Nullage. Die intraindividuelle Streuung liegt für die Gruppe bei durchschnittlich 124 msec, weist also bereits hier eine beträchtliche Streuung auf.

Insgesamt erschien aber die beschriebene Methodik zu ungenau; insbesondere war es unmöglich zu entscheiden, ob sich in 50 % der Datenabschnitte vor einer Bewegung überhaupt keine negative Komponente ausbildete. Deshalb wurde für die eingehendere Analyse die in der Abb. 3, 4 dargestellte Methodik benutzt. Die gemittelte Welle wurde mit einem digitalen Tiefpaß unter ausreichender Berücksichtigung der Flanken geglättet.

Die dann wie beschrieben errechneten Ähnlichkeits-Zeit-Kurven sind in der Abbildung 8 dargestellt. Da die Methode sehr aufwendig ist, wurden nur 7 Individuen untersucht. Es ergab sich als Gruppenmittel ein Wert von 402.5 ± 203 msec (400 msec entspricht der Nullage zwischen Vergleichsmuster und Originalableitung).

In 13 % der Abschnitte vor einer Bewegung kam es nicht zur Ausprägung einer negativen Gleichspannungskomponente, da die Ähnlichkeits-Zeit-Kurven mit den höchsten Korrelationskoeffizienten unter 0.2 blieben. Häufig verliefen die Ähnlichkeits-Zeit-Kurven sogar deutlich im negativen Bereich. Aus diesen Befunden können mehrere Folgerungen gezogen werden:

1. Eine negative Gleichspannungskomponente bildet sich nicht vor jeder Bewegung aus.
2. Die zeitliche Variabilität ist beträchtlich, sodaß die Bezeichnung der Potentiale eingehend diskutiert werden muß.
3. Da die Mittelwerte der Verteilungen der negativen Gleichspannungspotentiale in Bezug auf den Beginn einer Bewegung nicht genau in der erwarteten Nullage liegen, scheint auch eine Amplitudenstreuung vorzuliegen. Die Amplitudenstreuung scheint aber in ihrem Effekt auf die Ausprägung eines negativen Gleich-

spannungspotentials gegenüber der zeitlichen Variabilität zurückzutreten.

2. Das Verhalten des Alpharhythmus

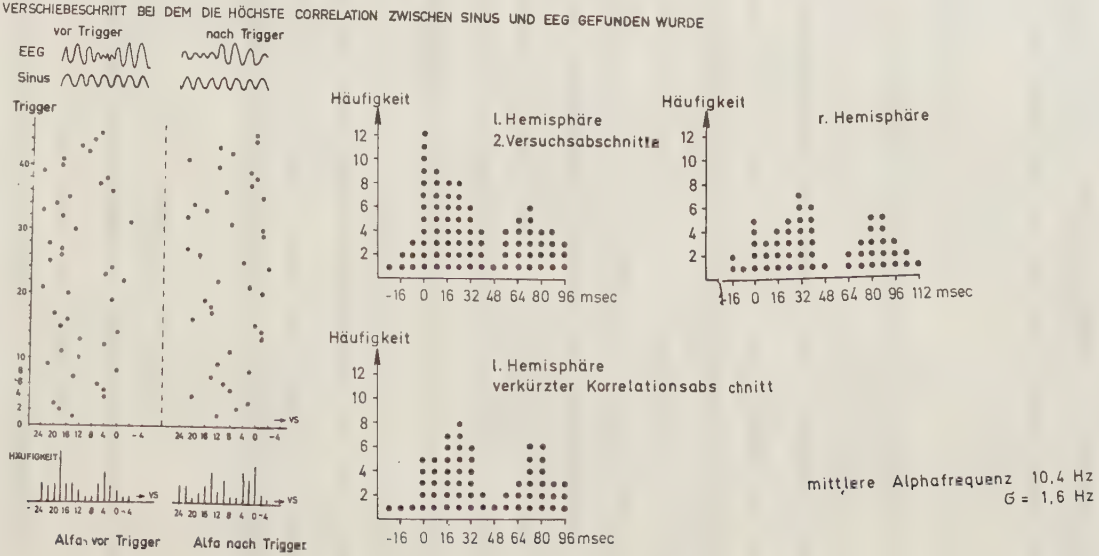
Bei der Analyse der gemittelten negativen Gleichspannungskomponenten zeigt sich, daß die in die Mittelung eingehenden Alphakomponenten nicht immer die gleiche Rauschamplitude haben. Die Amplituden liegen irgendwo zwischen rein zufällig aufsummierten Alpha- und Erwartungswellen, die nach Angaben von Kornhuber und Deecke für bewegungsgekoppelte phasenkonstante Aufsummierungen des Alphas erwartet werden müssen. Die Amplitudendominanz der Alphakomponenten ließ sich auch nicht befriedigend erklären, wenn man in Abschnitten vor einer Bewegung eine stärkere Streuung im Alphaband annahm. Wegen dieser Befunde und der widersprüchlichen Angaben bei Bates (1951) und Kornhuber (1966) versuchten wir, das Verhalten des Alpharhythmus eingehender zu untersuchen.

a. Frequenzverhalten

Mit der Methode der Autokorrelation wurden 1-Sekundenabschnitte vor einer Bewegung und 640 msec nach Beginn einer Bewegung (durchschnittliche Dauer der Bewegungen 300 msec) analysiert und die mittlere Frequenz des betreffenden Datenabschnitts bestimmt. Außerdem wurde die mittlere Frequenz und die dazugehörende Streuung aus 3 Minuten des gesamten Datenabschnitts ermittelt.

Das Frequenzverhalten in den Abschnitten vor einer Bewegung differierte nicht signifikant vom Verhalten der entsprechenden Daten 640 msec nach Beginn einer Bewegung. In der Verteilung

Abb.9: Zeitlicher Bezug des Alphas zum Beginn der Bewegungen; links oben: Eingetragen ist für jede aufeinanderfolgende Bewegung der Phasenbezug des Alphas vor der Bewegung (links) und der dazugehörige Phasenbezug des EEG-Abschnittes 64omsec nach Bewegungsbeginn. Ein Trend ist nicht zu erkennen.
links unten: Die Verschiebeschritte mit dem höchsten Korrelationskoeffizienten, die also den Phasenbezug des Alphas zum Beginn der Bewegung repräsentieren, sind als Häufigkeitsverteilungen aufgetragen
rechts: weitere Häufigkeitsverteilungen



der so analysierten Daten fanden sich die gleichen Parameter wie in der Frequenzanalyse des gesamten Datenabschnittes.

Autokorrelation im Bereich vor einer Bewegung:

9.54 Hertz ± 1.7 Hertz

Autokorrelation im Bereich nach einer Bewegung:

9.58 Hertz ± 1.7 Hertz

Frequenzanalyse des gesamten Versuchsabschnittes:

9.58 Hertz ± 1.68 Hertz

bb. 9

b. Beziehung des Alpharhythmus zum Beginn einer Bewegung

Ein erster Hinweis für ein nicht zufälliges Zusammentreffen zwischen der Phase des Alpharhythmus und dem Beginn einer Bewegung war der bereits erwähnte Befund, daß die in die Mittelung eingehenden Alphakomponenten keineswegs immer die gleiche Rauschamplitude zeigen. Es stellt sich also die Frage, ob dieses Phänomen als zeitliche Synchronisierung des Alpha in Bezug auf den Bewegungseinsatz zu unterpretieren ist. Deshalb korrelierten wir die Datenabschnitte vor einer Bewegung sowie 640 msec nach Beginn einer jeden Bewegung mit einem Sinus in der mittleren Frequenz des Alphabandes der betreffenden Versuchsperson. Es ergaben sich Korrelogramme wie in der Abb. 5. Die Korrelationskoeffizienten lagen zwischen 0.05 und 0.95. Korrelationskoeffizienten, die unter 0.3 lagen, wurden, wenn auch eine deutliche Alpharhythmik vorlag, nicht ausgewertet (s. auch Methodik).

Die Originalkurve und der mit ihr korrelierte Sinus haben den Beginn der Bewegung als gemeinsamen Bezugspunkt. Deshalb bezeichnet der Verschiebeschritt mit dem Korrelationsmaximum

Abb. 10 Häufigkeitsverteilungen der Phasenbezüge zum Beginn der Bewegungen
Beachte die veränderten Flächen unter den Teilverteilungen bzw. wir ihr Verhältnis zueinander bei
a. Sekundenvergleichsabschnitten (1),(2),(3),(4)
b. Verkürzten Vergleichsabschnitten(5) , (6)
Unten links: Interhemisphärisches Synchronisationsverhalten.

den relativen Phasenbezug des Alphas zum Beginn einer Bewegung. In der Abbildung 9 sind zunächst Phasenbezüge des Alpharhythmus zum Bewegungsbeginn in der zeitlichen Folge der Willkürbewegungen dargestellt. Ein Trend konnte mit nichtparametrischen Zufallsreihentests (Siegel 1961) nicht festgestellt werden. Daraus geht hervor, daß die Phasenbeziehung des Alpharhythmus von Faktoren, die den Verlauf des Experimentes beeinflussen können, unabhängig, also als stationär anzusehen ist.

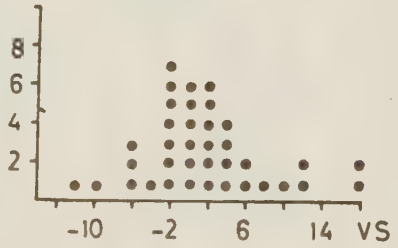
Abb. 10 Weiterhin sind die Häufigkeitsverteilungen der einzelnen Verschiebeschritte, bei denen die größten Korrelationskoeffizienten gefunden wurden, dargestellt. Es ergaben sich zweigipfelige Kurven. Der Abstand zwischen beiden Gipfeln entspricht in etwa der halben Wellenlänge des intraindividuellen Alphafrequenzmittelwertes. Wir nehmen an, daß es sich um zwei annähernd gaussverteilte Kurven handelt, die der Frequenzverteilung des Alphas entsprechen. Dafür spricht, daß die zum Mittelwert gehörende Streuung der aus der Frequenzanalyse bekannten Streuung recht gut entspricht. Zweigipfelige Kurven werden bei 1-Sekunden-Vergleichsabschnitten ebenso gefunden wie in Verteilungen, wo nur 200 msec vor einer Bewegung mit entsprechendem Sinus korreliert wurden. Allerdings verschiebt sich das Verhältnis der Flächen, die unter den Gipfeln der beiden Teilkurven ausgemessen werden können, recht beträchtlich. In der Abbildung 9 verschiebt es sich von 2.3 : 1 auf 1.5 : 1 für ein und dieselbe Versuchsperson im gleichen Versuchsabschnitt. Man muß davon ausgehen, daß die gemessene Beziehung der Alphaphase zum Beginn einer Bewegung Ausdruck der durchschnittlichen Phasenbeziehung des gesamten Alphas innerhalb eines Sekundenabschnittes vor einer Bewegung ist. Das führte uns zu der Annahme

Abb.11 Nachweis von Phasensprüngen (5 Originalableitungen) Die Phasensprünge betragen in den 10 hier ausgezeichneten Fällen ein ungerades Vielfaches der halben Alphawellenlänge

CROSSKORRELOGRAMME ZWISCHEN BEIDEN HEMISPHÄREN

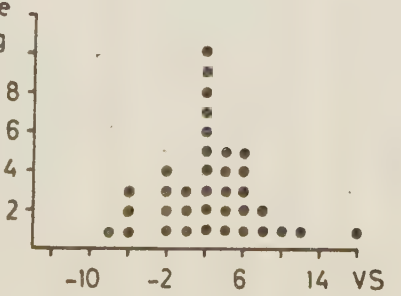
(Aufgetragen sind die Verschiebeschritte, bei denen das EEG in Phase erscheint)

1 sec EEG-Abschnitte vor einer Bewegung



MW = 0,77 VS ≙ 3,08 msec
σ = 6,73 ≙ 26,90 msec

1 sec EEG-Abschnitte nach einer Bewegung



MW = 1,6 ≙ 6,6 msec
σ = 12,2 ≙ 48,0 msec

Abb.12: Interhemisphärische Synchronisation links- rechts
Vergl. auch Bild 1o 7 + 8

von Phasensprüngen. Wenn es sie gibt, wird der Korrelationskoeffizient für jeden einzelnen Verschiebeschritt niedriger, die Periodik der Ähnlichkeits-Zeit-Kurven bleibt aber bestehen. Die Korrelationsmaxima repräsentieren nur noch den Phasenbezug des größeren Alphaabschnittes zum Beginn einer Bewegung.

Abb. 11 Solche Phasensprünge sind in Abbildung 11 in einigen Originalabschnitten dargestellt. Auch Goldstein (1970) hat in jüngster Zeit ein Bild publiziert, in dem ein Phasensprung vor einer Alphablockade dargestellt ist.

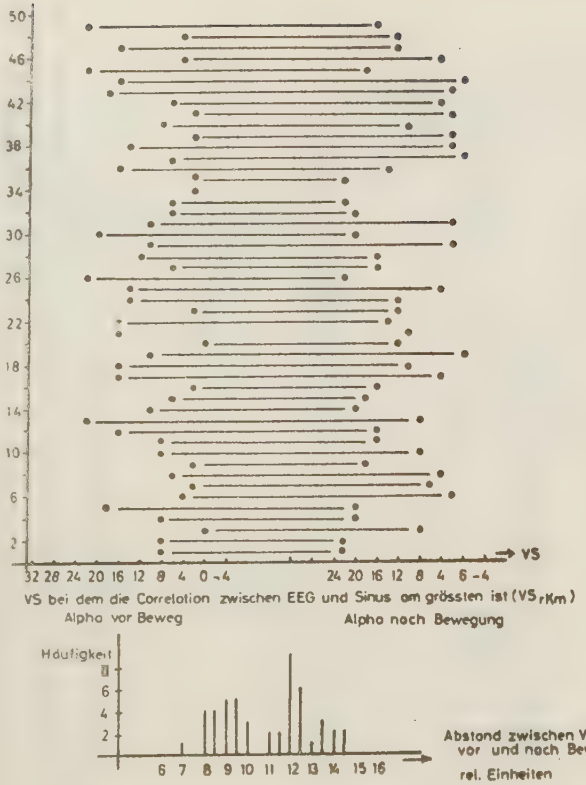
Tab. 12 c. Phasenkohärenz zwischen beiden Hemisphären

Interessant erschien uns noch die Untersuchung der Phasenbeziehungen zwischen den Hemisphären in den 1-Sekundenabschnitten vor einer Bewegung und 640 msec nach einer Bewegung. Die Befunde sind in der folgenden Tabelle zusammengestellt:

Interhemisphärische Kreuzkorrelation

	vor Bewegung	nach Bewegung
1.	2.8 msec ± 12.2 msec	5.2 msec ± 20.2 msec
2.	3.08 " ± 26.9 "	6.6 " ± 48.0 "
3.	6.6 " ± 16.4 "	10.24 " ± 20.0 "
4.	4.8 " ± 11.8 "	7.8 " ± 25.4 "
5.	1.5 " ± 6.6 "	4.4 " ± 20.2 "
6.	3.2 " ± 14.4 "	7.4 " ± 16.4 "

Die interhemisphärische Phasenbeziehung ist intraindividuell enger und streut in den Phasen vor einer Bewegung weniger als in Vergleichsabschnitten nach einer Bewegung. Das spricht für



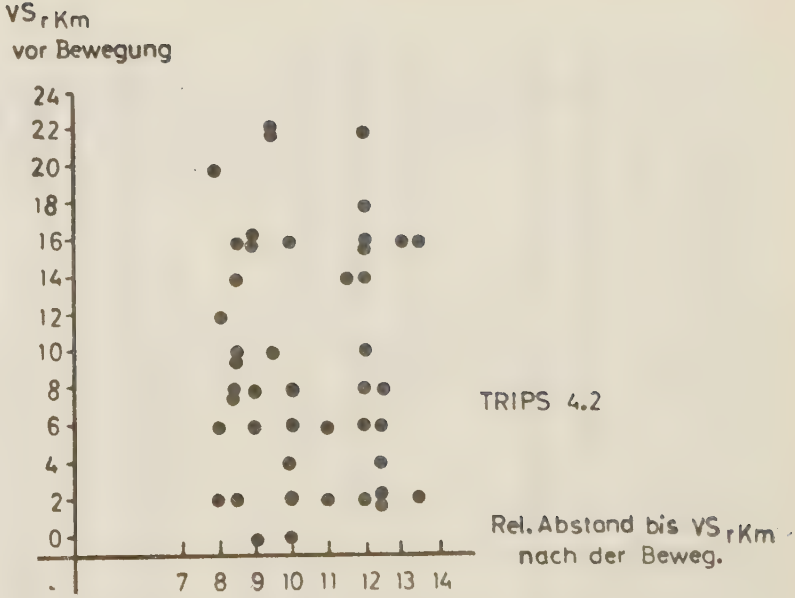


Abb 13 : Prüfung der Phasendurchgängigkeit
Links oben: Die Alphaphasenbeziehungen sind für die einzelnen Bewegungen sowohl für die Abschnitte vor wie nach Bewegung eingetragen.
Links unten: Die ausgemessenen Gipfelintervalle zwischen Alpha vor- und Alpha nach Bewegungsbeginn sind in Form einer Häufigkeitsverteilung aufgetragen.
rechts: Alphagipfelintervallhistogramm
Beachte die Representation auf zwei Linien. Der Abstand zwischen beiden Linien entspricht der halben Alphawellenlänge

eine bessere Synchronisierung des Alphas vor einer Bewegung, was man teilweise bereits in den gemittelten Mustern sehen kann. Auffällig ist aber auch der Trend der Verschiebung in einer Richtung. Aufgrund des kleinen Samples kann aber nicht behauptet werden, daß in den Abschnitten nach einer Bewegung die eine Hemisphäre der anderen deutlicher untergeordnet ist als vor einer Bewegung, wo die Mittelwerte doch erheblich näher an der Nullage zu finden sind.

d. Blockierung und Alphaphasengang

Es ist schon oft beobachtet worden, daß es bei Fremdreizungen oder Selbstreizungen zu Blockierungen im Alpharhythmus kommen kann. Ausgewertet wurden nur 50 - 70 Willkürbewegungen mit damit verbundenen Selbstreizungen, da nur bei ihnen eine sichere Alphablockade zu beobachten war, während später eine solche Blockade nicht immer als gegeben angenommen werden konnte. Uns interessierte, ob ein hypothetischer subkortikaler Alphagenerator auch in Blockierungsphasen rhythmisch aktiv ist, ohne daß es zu im EEG sichtbaren Alphawellen kommt, ob der Alpha nach Blockierung also weiter in Phase schlägt oder nicht. Diese Frage kann mit der beschriebenen Methode ebenfalls beantwortet werden, indem man den Phasenbezug zum Bewegungsbeginn nicht nur in der Sekunde vor Beginn, sondern auch im 1-Sekundenabschnitt 640 msec nach Beginn einer Bewegung feststellt. Wenn der Alpha wieder in Phase einsetzt, sollten die gleichen Phasenbezüge wie vor der Bewegung erkennbar sein.

Es werden ebenfalls zweigipfelige Kurven gefunden. Der Abstand zwischen den Gipfeln entspricht wieder der halben Alphawellenlänge. Die Gipfel werden bei Alpha/2 und Alpha, ausgehend von

Abb.:14 Die gemessenen Alphagipfelabstände sind nach der Art eines Intervallhistogramms eingetragen.
Die Zahlen geben an , wie oft vom Phasenbezug Alpha - vor der Bewegung das gemessenene Intervall zum Gipfel Alpha-nach Bewegung an diesem Punkt aufgetreten ist.
Beachte die Gruppenanordnungen!Sie representieren in verticaler Anordnung die Phasenbezüger der Alphaabschnitte vor der Bewegung zu der Bewegung .
In horizontaler Richtung die Phasenbzüge der Daten in den Abschnitten nach Bewegung

der mittleren Frequenz, gefunden. Auch die Befunde bezüglich der Streuung entsprechen den Befunden, die bereits für die Datenabschnitte vor einer Bewegung beschrieben wurden. Die Abstände zwischen Alpha vor Bewegungsbeginn und Alpha nach Bewegung wurden dargestellt, ausgemessen und als Häufigkeitsverteilungen aufgetragen. Auch sie ergeben wieder zweigipfelige Kurven mit den bereits beschriebenen Charakteristika (Gipfelabstand, Streuung).

. 13 Trägt man nach der Methode der Intervallhistogramme für jeden Verschiebeschritt vor einer Bewegung den Abstand zum Alpha nach einer Bewegung auf, findet man die Punkte deutlich um 2 Linien versammelt, die Alpha/2 und Alpha entsprechen. Mit normiertem Sinus, der bei Verschiebeschritt 0 genau in Phase, bei Verschiebeschritt 12 genau 180° außer Phase ist, ergeben sich unter Berücksichtigung des Meßabstandes 640 msec für 6 Ver-

. 14 suchspersonen deutliche über- und unterrepräsentierte Felder, die die beschriebenen Befunde nochmals zusammenfassend erkennen lassen. Wir können also feststellen, daß

1. der Alpharhythmus einen konstanten Phasenbezug zum Beginn der Bewegungen hat, der allerdings maskiert wird, da es
2. zu Phasensprüngen von 180° kommen kann.
3. der Alpharhythmus nach einer durch Selbstreizung bedingten Blockierung wieder in Phase oder
4. 180° außer Phase einsetzt.

Diskussion:

1. Erwartungswelle und Bereitschaftspotential

Die Erwartungswelle, d.h. die negative Grundlinienvariation, bei der die nachfolgende Spontanbewegung eine Selbstreizung

bedingt, hat in unseren Versuchen eine im Mittel 7 Mikrovolt größere Amplitude als das Bereitschaftspotential. Das entspricht den Befunden der Autoren, die den Einfluß psychologischer Faktoren auf die Ausprägung negativer Grundlinienvariationen in Conditionierungsexperimenten prüften.

Der Grad der Erwartung (Grey Walter et al. 1964, 1965) , die Erwartung mehrerer Aufgaben (Low et al. 1966, 1968 , Angst (Knott et al. 1968) und der Charakter der Reize und der geforderten Antworten (Hillyard et al. 1967) bestimmten die Amplitude und die Länge der CNVs. Den gleichen Einfluß haben Aufmerksamkeit (Low et al. 1968, Mc Callum et al. 1968, Tecce und Scheff 1969) sowie die Motivation (Irwin et al. 1966, Rebert et al. 1967, Low and Mc Sherry 1968).

Ein ähnlicher amplitudensteigernder Effekt scheint auch in den Versuchsabschnitten vorzuliegen, in denen mit der Bewegung eine Selbstreizung verknüpft war. Demgegenüber hat die Motivation wohl eine geringere Rolle gespielt, denn die Amplituden der Erwartungswellen differierten nicht entsprechend den unterschiedlichen Motivationen, mit denen die Probanden sich selbst reizten, seien die Stimuli nun als angenehm (akustische Reize variabel), uninteressant, langweilig (optischer und akustischer Reiz gleichbleibend) oder ausgesprochen unangenehm empfunden worden (Elektroschock).

2. Zeitliche Variabilität

Das Bereitschaftspotential ist zuerst von Kornhuber und Deecke 1965 beschrieben worden. Ihre Befunde wurden später von einer Reihe anderer Autoren bestätigt, wobei [illegible]odliche Auffas-

sungen über die Benennung und den Zusammenhang mit den CNV bestehen (Gilden 1966, Cant 1966, Vaughan et al. 1968). Auch über die Verteilung am Cortex bestehen divergente Auffassungen (Fruhstorfer et al. 1969, Vaughan et al. 1968, Deecke 1969). Gilden interpretierte die negative Grundlinienvariation vor einer Spontanbewegung als Motorpotential. Dieser Auffassung können wir angesichts der hohen zeitlichen Variabilität nicht zustimmen, die mehr für die Beteiligung psychologischer Faktoren spricht. Dafür spricht auch, daß vor willkürlichen Augenbewegungen eine negative Grundlinienvariation gefunden werden kann, während sie vor unwillkürlichen Augenschlußbewegungen noch nicht beobachtet worden ist (Barlow und Ciganek 1969). Auch die tierexperimentellen Befunde weisen darauf hin, wenn Caspers (1961) negative Gleichspannungspotentiale vor allem während willkürlicher Bewegungen der Tiere beschreibt, die einen orientierenden oder exploratorischen Charakter haben. Die unterschiedlichen Amplituden bei gleichbleibender zeitlicher Variabilität in der Bereitschaftspotentialsituation und bei den Erwartungswellen weisen darauf hin, daß die gefundenen Unterschiede Ausdruck echter Amplitudenschwankungen sein müssen. Es wäre interessant zu klären, ob diesem Befund eine unterschiedliche corticale Erregbarkeit (Mc Adams 1968) entspricht oder ob er als Summationsergebnis der elektrischen Felder unterschiedlicher corticaler Regionen zu erklären ist. Järvilehto und Fruhstorfer (1969, 1970) interpretieren so die CNV, nachdem es ihnen gelungen war, ein zentral-dominantes, der Bereitschaftswelle entsprechendes und ein frontal-dominantes, mit der Entscheidungsunsicherheit der Patienten einhergehendes Potential zu unterscheiden.

3. Negative Grundlinienvariationen und Alpharhythmus

Eine Zeitlang vertraten wir (Heinemann und Scheich 1969) die Ansicht, die von uns gemessenen Grundlinienvariationen könnten Summierungsartefakte des Alpharhythmus sein. Mergenhagen und Creutzfeldt (1969) mittelten phasensynchrone Alphaspindeln bei Katzen und stellten fest, daß damit eine corticale Grundlinienvariation entstanden war. Creutzfeldt (1969) sowie Andersen und Andersson (1968) beobachteten Veränderungen im Grundlinienniveau, je nachdem, ob Alpha vorhanden oder nicht vorhanden war. Unter diesen Bedingungen konnte eine Alphavermehrung, wie sie von Schuckmann et al. (1965) beobachtet wurde, oder eine Synchronisation im Alphaband in der Phase vor einer spontanen Bewegung schon die von uns gemessenen Grundlinienvariationen erklären. Eine Alphaaktivierung konnte den Versuchsprotokollen auch nicht entnommen werden. Bleibt noch die Frage nach der Synchronisation des Alpharhythmus. Sie müßte sich aber eindeutig in der Mittelung ausprägen, was auch gelegentlich beobachtet werden konnte. Unter Berücksichtigung der durch Gipfel - Gipfelausmessungen nachgewiesenen Phasensprüngen von 180^{o} könnte die relativ niedrige Alphaamplitude in den gemittelten Gleichspannungspotentialen immer noch in Einklang mit der Forderung nach einem Summationsartefakt stehen. Dann wäre aber in den zeitlichen Variabilitätsverteilungen der Gleichspannungspotentiale eine Quantelung entsprechend der halben Alphawellenlänge zu fordern, die nicht nachgewiesen werden konnte. Die gefundenen Verteilungen der zeitlichen Beziehungen der negativen Grundlinienschwankungen entsprechen andererseits aber keineswegs dem Idealbild einer Gaussverteilung.

Wieweit vielleicht die zeitliche Variabilität mit dem Auftreten

von Alphaphasensprüngen korreliert, kann nicht geklärt werden, da wir die Zeitpunkte der Phasensprünge und die Regelmäßigkeit ihres Auftretens nicht gemessen haben. Ein Zusammenhang kann vielleicht gesehen werden, wenn man sich überlegt, daß Phasensprünge vor unwillkürlichen Augenbewegungen und Augenschlußbewegungen, denen nur schwache oder gar keine negativen Grundlinienschwankungen (Barlow 1969) vorangehen, auch nur selten Phasensprünge vor ihrem Beginn haben.

4. Erwartungswellen als im EEG manifestierter psychologisch kontrollierter Zustand

Die hohe zeitliche Variabilität der Erwartungswellen und auch die wahrscheinliche Inkonstanz negativer Grundlinienschwankungen vor Willkürbewegungen (Abb. 8), wie sie sich aus der zeitlichen Variabilitätsanalyse ergibt, schränken natürlich die Validität der Ergebnisse über die Veränderungen im Alphabereich ein.

5. Physiologische Grundlagen des Alpharhythmus

In der Literatur stehen sich zwei Auffassungen über die Lokalisation des Rhythmusgenerators gegenüber:
Adrian und Yamigawa (1934), Cohn (1948) und Dawson (1953) diskutierten verschiedene Modelle, die den Alphagenerator alle in die occipitale Region des Cortex lokalisierten. Dagegen haben Morison und Dempsey (1941), Jasper (1949) und Creutzfeldt u.a. (1966) die Ansicht vertreten, daß der Generator für den Alpharhythmus subcortical zu suchen sei. Andersen und Andersson haben in jüngster Zeit (1968) dafür erhebliches Beweismaterial vorgelegt. Sie gehen davon aus, daß die Generatoren Zellpopulationen in den spezifischen Thalamuskernen sind, die über eine

spezifische Projektion in die corticalen Zylinder (Mountcastle 1957, Hubel und Wiesel 1962) verfügen. Sie nehmen an, daß die rhythmische Aktivität der thalamischen Zellen auf eine Eigenschaft der Zellmembran zurückgeht, die es ermöglicht, daß die Schwingungen durch Anstoßen eines recurrenten inhibitorischen Systems erzeugt würden.

Sie unterscheiden zwei Einflüsse auf dieses System:

a. Die reticulären Einflüsse, die über corticale Alphaaktivation oder Alphablockade entscheiden (Moruzzi und Magoun 1949).

b. Geeignete Reize, die in der Mitte zwischen zwei Bursts einer Generatorzelle ankommen, also in die Phase des abklingenden IPSP 's, können den nächsten Burst verhindern und eine Entladung 100 msec nach Reizauslösung bewirken (Reset-Phänomen). Die umliegenden Zellen können inhibiert werden und dann über intrathalamische Neurone mit der "zurückgesetzten", rhythmisch bereits wieder aktiven Zelle synchronisiert werden. Impulse gleicher Art, die kurz vor oder nach der Entladung kommen, haben lediglich einen frequenzverändernden Effekt (Andersen et al. 1968). Diese Eigenschaften der Generatorzellen erklären also die beobachtete Phasenquantelung.

6. Alpharhythmus und spontane Willkürbewegungen

Die vorgelegten Befunde entsprechen recht gut dieser Theorie. Wir interpretierten die im Zusammenhang mit den spontanen Handbewegungen und der Selbstreizung gefundenen Alphaphasensprünge als solche Reset-Phänomene, wie sie von Andersen und Andersson beschrieben wurden. Die Befunde, die ein relativ häufiges Auftreten dieser Phasensprünge vermuten lassen, erklären auch, wa-

rum Kornhuber und Deecke keinen systematischen Bezug zwischen Alphaphase und Willkürbewegung feststellen konnten. Kornhuber schätzte die in seinem gemittelten Bereitschaftspotential bei systematischem Alphaphasenbezug zu erwartende Amplitude und stellte fest, daß sie nicht erreicht wurde. Bates, der 1951 bereits versuchte, die durch Willkürbewegungen verursachten Veränderungen im EEG zu beschreiben, war der Ansicht, daß es eine Phasenbeziehung gibt, aber er konnte sie nicht quantitativ nachweisen. Die zweigipfeligen Häufigkeitsverteilungen in den hier vorgestellten Versuchen dürften Resultat der Tatsache sein, daß nicht der Phasenbezug einer einzelnen Alphawelle zum Beginn einer Bewegung ausgemessen wurde, sondern im allgemeinen ein Sekundenabschnitt Original-EEG mit einem Sekundenabschnitt Sinus korreliert wurde.

Je nachdem wie dicht vor der Bewegung der Phasensprung erfolgte, überwog die Alphaphase vor oder nach dem Reset-Phänomen. Die Störungen selbst scheinen vor und nach der Bewegung zu finden zu sein, denn auch für den Phasenbezug eines Alphaabschnittes 640 msec nach einer Bewegung wurden solche zweigipfeligen Verteilungen gefunden, die möglicherweise durch die 100 msec langen Reize bedingt sind. Peacock (1970), der die rhythmische "afteractivity" bei evozierten Potentialen untersucht hat, interpretiert diese als Synchronisation des Alpharhythmus, die allerdings nicht regelmäßig nachweisbar ist. Möglicherweise hängt sie von der Kohärenzzeit des Alpharhythmus der einzelnen Individuen ab. Da wir noch klar innerhalb des Kohärenzzeitraumes (Brazier 1956, Barlow 1959) liegen, wäre damit möglicherweise auch der relative Phasenbezug der Alphaabschnitte 640 msec nach Beginn einer Bewegung erklärt. Interessant scheint auch

zu sein, ob die corticale Integrationszeit von 50 msec durch diese Befunde erklärt werden kann (Lindsley 1961).

7. Frequenzverhalten

Eccles (1964) hat die im ventro-basalen Thalamusbereich gelegenen Generatorzellpopulationen sehr genau untersucht, die entsprechende corticale Areale mit sehr genauer Repräsentation triggern. Sie scheinen sehr frequenzlabil zu sein. In gründlichen Untersuchungen (Scheich 1969) kam es, solange die afferenten Impulse nicht in konstanter Frequenz gegeben wurden, zu keiner Veränderung der Charakteristika der Verteilungen der Frequenzen im Alphaband. Durch rhythmische afferente Reize konnten auch Mittelwert und Streuung in den Verteilungen beeinflußt werden. Das konnten auch Andersen und Andersson beschreiben. Sie nehmen an, daß für solche Einflüsse die unspezifischen Kerne im medialen und laminaren Teil des Thalamus verantwortlich sind. Sie können über intrathalamische Neurone die Generatorzellen beeinflussen, solange die afferenten Impulse im Bereich der Alphafrequenz bleiben. Insofern ist es nicht verwunderlich, daß sich das Frequenzverhalten für die gesamte Ableitung in Abschnitten vor und nach Willkürbewegungen nicht unterscheidet.

8. Interhemisphärische Phasenbeziehung

Interessant erscheint vor diesem Hintergrund, daß die interhemisphärische Phasenkohärenz enger in Abschnitten vor als nach einer Bewegung ist. Wir dachten zunächst, die motorische Afferenz würde durch Störungen der Generatorzellen in einer Hemisphäre eine Desynchronisation in dem Nachbewegungsabschnitt bedingen (Hoovey et al. 1971, Martinius, Hoovey und Heinemann 1970), daß sich die Phasenkohärenz interhemisphärisch im Poststimulus-

bereich nicht von der einer Ruhesituation unterscheidet. Wir meinen deshalb, daß die beobachtete Phasenkohärenz Ausdruck einer echten Synchronisation der bilateral vorhandenen Generatorenpopulationen ist, die im Prinzip unabhängig voneinander schlagen (Singer und Creutzfeldt 1969). Das wäre allerdings nur möglich, wenn in beiden Hämisphären der Alpha etwa zur gleichen Zeit durch einen Reset-Mechanismus neu zu schlagen beginnt. Davon müßten beträchtliche Teile der betroffenen Generatorenpopulation beeinflußt sein. Welche Afferenzen dafür in Frage kommen, muß naturgemäß ungeklärt bleiben. Interessant ist allerdings, daß die Bereitschaftspotentiale bilateral symmetrisch zentral-dominant verteilt sind und keine Hemisphärendominanz gefunden wurde (Järvilehto et al. 1970).

Es kann also festgestellt werden, daß der Alpharhythmus bilateral grob synchronisiert erscheint (Brazier 1954, Barlow 1959), der Synchronisationsgrad aber keineswegs eine individuelle Konstante wie Liske et al. (1967) annehmen. Das interhemisphärische Synchronisationsvermögen nimmt mit dem Alter zu (Martinius et al. 1970) und bleibt auch im Tagesablauf und während verschiedener Tätigkeiten nicht konstant (eigene unpublizierte Messungen).

9. Phasengang des Alpharhythmus während corticaler Blockade

Die vorliegenden Befunde sind mit der Hypothese vereinbar, daß der Alphagenerator auch während der durch die Bewegung verursachten Blockade tätig ist. Die zweigipfeligen Verteilungen drücken aus, daß der Alpharhythmus vor, während oder nach der Bewegung auf Null gesetzt werden kann, da die Kohärenz zwischen Original-EEG und artefiziellem Alphasinus, der entsprechend der höchsten Phasenkorrealtion vor der Bewegung über die Blockade hinweg wei-

Abb. 15: Schematische Abbildung zur Orientierung der Physiologischen Angaben über die Grundlagen des Alpharnythmus

terläuft, zweigipfelige, gequantelte Verteilungen der mittleren Gipfelabstände zwischen Alpha vor und nach der Bewegung ergibt. Goldstein fand in einer gerade veröffentlichten Arbeit ebenfalls, daß der Alpha nach Blockierung durch spontanes Augenöffnen wieder in Phase einsetzte. Er selektierte alle Fälle in denen es vor oder nach der Augenbewegung zu Phasensprüngen im Alphaphasengang kam. Da er aber eine Averagetechnik verwendete, kann nicht ausgeschlossen werden, daß es während der corticalen Blockaden subcortical zu Phasensprüngen im Alphaband kam. Unter Berücksichtigung der Reset-Phänomene setzt der Alpha nach einer Blockade wieder in Phase ein.

10. Bemerkungen zur Funktion des Alpharhythmus

Über die Funktion des Alpharhythmus ist viel spekuliert worden. Mary Brazier (1960) nimmt an, daß die verschiedenen Phasen des Alpharhythmus Stadien unterschiedlicher Erregbarkeit des Cortex entsprechen. Diese Annahme wird gut gestützt durch zellphysiologische Arbeiten von Creutzfeldt und Mitarbeitern (1966), die die Alphawellen als zeitliche Folgen inhibitorischer und exzitatorischer postsynaptischer Potentiale in den corticalen Zellen interpretieren. Andersen und Andersson weisen auf die exakte Repräsentation der Alphageneratoren in den spezifischen Thalamuskernen in Bezug auf die Hirnrinde hin. Man kann sich leicht vorstellen, daß Informationen, die in die corticalen Zylinder (Hubel und Wiesel 1962) als elementare Rechenteile (Kabriski 1966) des Cortex gelangen, vom Phasengang des Alpharhythmus gewichtet erscheinen.

Dafür sprechen auch die Abhängigkeiten evozierter Potentiale von der Alphaphase, wenn die Reize abhängig von bestimmten Alphapha-

sen gegeben werden (Horstfehr 1967, Remond et al. 1967), sowie die eigenen Befunde über einen nicht zufälligen Befund des Alpharhythmus zum Beginn spontaner Bewegungen. Damit kommt der Phase des Alpharhythmus bis zu einem gewissen Grad eine bereits von Simonov (1968) vermutete Gitter- oder Gatefunktion zu. Andersen und Andersson betonen, selbst eng benachbarte corticale Zylinder könnten durchaus einen unterschiedlichen Phasengang haben. Insofern kommt der Fähigkeit zu mehr oder weniger starker Synchronisation, wie sie in der unterschiedlichen interhemisphärischen Phasenbeziehung in den Abschnitten vor und nach einer Bewegung gefunden wurde, eine nicht geringe Bedeutung zu. Sie zeigt an, daß die Synchronisation des Alpharhythmus möglicherweise an der Interaktion und Koordination unterschiedlicher und räumlich weit getrennter Hirnteile beteiligt ist.

Die beobachteten Phasensprünge bekommen im Lichte dieser Überlegungen eine gewisse Bedeutung. Sie sind möglicherweise Indikatoren für eine Information, die die Synchronisation eines kleineren oder größeren Teils des Gehirns zur Erledigung einer veränderten Aufgabenstellung nötig macht. Dazu bedarf es sicher nicht einmal cortical erscheinender rhythmischer Aktivität, da die Befunde über die Phasendurchgängigkeit während corticaler Blockaden rhythmische Aktivität auch während der Blockaden andeutet. Das deutet darauf hin, daß die besprochenen Filtervorgänge auch auf thalamischer Ebene erfolgen können. Eine solche Interpretation setzt allerdings voraus, daß die thalamischen Schrittmacher des Alpharhythmus auch tätig sein können, ohne daß es zu im EEG der Hirnrinde meßbaren Potentialschwankunger kommt.

Zusammenfassung

1. Den Versuchen lag die Ableitung des Grundrhythmus während spontaner Handbewegungen zu Grunde, vor denen sich negative Grundlinienvariationen ausbilden. Handbewegungen und negative Grundlinienvariationen wurden als kontrollierte Parameter benutzt, um Veränderungen im Alpharhythmus zu registrieren. Deshalb wurde der Alpharhythmus in Abschnitten 640 Millisekunden nach Beginn einer Bewegung mit dem vor den Bewegungen verglichen.

2. Es wurde eine Methode beschrieben, die es ermöglicht, den zeitlichen Bezug eines definierten Musters zu einem Ereignis festzustellen, um die zeitliche Variabilität der negativen Grundlinienvariationen und die Phasenverknüpfung des Alpharhythmus zum Beginn spontaner Handbewegungen kontrollieren zu können.

3. Es wurde festgestellt:

a. Der zeitliche Bezug der negativen Grundlinienvariationen zum Beginn willkürlicher Handbewegungen streut erheblich.

b. Das Frequenzverhalten des Alphas in Abschnitten vor, nach einer Bewegung und während der ganzen Ableitung ist konstant.

c. Die interhemisphärische Synchronisation des Alphas ist in Abschnitten vor besser als in Abschnitten nach einer Bewegung.

d. Der Beginn der Bewegungen koincidiert mit den Maxima der Alphawellen.

e. Dieser Befund drückt sich nicht in der Mittelung der Spontanaktivität aus, da es während, kurz vor oder nach Bewegungsbeginn zu Phasensprüngen im Alphaeeg kommen kann.

f. Die Phasensprünge erscheinen gequantelt entsprechend der mittleren halben Alphawellenlänge

g. Die gequantelten Phasensprünge maskieren auch den klaren Phasenbezug der Alphagipfel nach einer Blockade zudenen vor einer Blockade

4.Folgende Schlußfolgerungen wurden gezogen :
a. Die negativen Grundlinienvariationen eignen sich nur unter Einschränkungen als konstante Parameter, um Veränderungen im Alpha-EEG festzustellen.
b. Die Phasendurchgängigkeit des Alphas während corticaler Blockaden bestätigt das Konzept eines subcorticalen Generators.
c.Die Phasensprünge wurden als Resetphänomene im Alpharhythmus gedeutet.
d. Dem Alpharhythmus kommt für motorische Efferenzen möglicherweise eine gewisse Gate- oder Gitterfunktion zu .
e. Die unterschiedlichen interhemisphärischen Synchronisationen des Alphas in Abschnitten vor und nach den Bewegungen weisen darauf hin , daß dem Alpha - rhythmus eventuell eine Koordinationsfunktion für die Interaktion unterschiedlicher Hirnteile zukommt.

Literaturangaben

Adrian , E.D. und K. Yamigawa
The orign of Berger rhythm.
Brain 58: 323 - 351 , (1935)

Andersen, P. , S.A. Andersson und T. Lømo
Thalamocortical relations during spontaneous barbi - turate spindle potentials
J. Physiol. (Lond.) , 186: 37 - 38 P , (1966a)

Andersen, P. , S.A. Andersson und T. Lømo
Patterns of spontaneous rhythmic activity within var - ious thalamic nuclei.
Nature , 211: 888 -889 , (1966b)

Andersen ,P. und S.A. Andersson
Physiological basis of alpha rhythm
Appleton - Century - Crofts , New York , (1968)

Arduini, A. , M.Mancia und K.Mechelse
Slow potential changes elicited in the cerebral cortex by sensory und reticular stimulation
Arch. ital. Biol. , 95: 127 - 138 ,(1957)

Bates , J.A.V.
Electrical activity of the cortex accompanying movement
J. Physiol. (Lond.) 113: 24o - 257 , (1951)

Barlow , J.S.
Autocorrelation and crosscorrelation techniques in EEG - analysis
in: Computer techniques in EEG - anlysis ed. by Mary A.B. Brazier.
Electroenc. clin. Neurophysiol. , Suppl.11: 618 - 619 , (1959)

Barlow , J.S.
Autocorrelation und crosscorrelation in electroence - phalography
IRE Trans. med. Electron. 6: 179 -183 , (1959)

Barlow , J.S. und Leodegar Ciganek
Lambda responses in relation to visual evoked responses in man
Electroenc. clin. Neurophysiol. 26: 118 - 128 (1968)

Berger , H.
Über das Elektroenkephalogramm des Menschen
Arch. Psychiat. , 87: 527 - 57o , (1929)

Brazier , M.A.B. und Barlow , J.S.
Some applications of correlation analysis to clinical problems in electroencephalography
Electroenc. clin. Neurophysiol. 8: 325 - 331 , (1956)

Brazier , M.A.B. und J.U. Casby
Crosscorrelation and autocorrelation studies of electro-encephalographic potentials
Electroenc. clin. Neurophysiol. 4: 201 - 211 , (1952)

Brazier , M.A.B.
Long persisting electrical traces in the brain of man and their possible relationship to higher nervous activity
The Moscow colloqium on Electroencephalography of higher nervous activity
Electroenc. clin. Neurophysiol. Suppl. 13: 347 - 358 (1960)

Caspers , H.
Relations of steady potentials shifts in the cortex to the wakefulness - sleep spectrum
in: M.A.B. Brazier (Ed.)
Brain Function ,
UCLA - Forum in medical sciences No. 1

Caspers , H.
Changes of cortical D.C. potentials in the sleep - wakefulness cycle
in: The nature of sleep
London Churchill 1961

Cant , B. R., J.E. Pearson und R.G. Bickford
The mechanism of the expectancy wave in man
Electroenc. clin. Neurophysiol. 21: 622 , (1966)

Chang , Hsiang - Tung
Some observations on the excitabillity changes of cortical and subcortical neurons and their possible signi - ficance in the process of conditioning
The Moscow colloquium on Electroencephalography of higher nervous activity
Electroenc. clin. Neurophysiol. Suppl. 13: 39 - 49 ,(1960)

Cohen ,J. und F. Offner
Some clinical application of the CNV and evoked potentials
Electroencephal. clin. Neurophysiol. 22:188 - 192 ,(1967)

Creutzfeldt , O.D.
Neuronal mechanism underlying the EEG
in: Jasper et al (ed.)
Basic mechanism of the epilepsia
Little Brown and Comp. inc. (1969)

Creutzfeldt , O.D. , L.Watanabe und H.D. Lux
Relations between EEG - phenomena and potentials of single cortical cells
Electroenc. clin. Neurophysiol. 2o: 1 - 37 (1966)

Creutzfeldt , O.D.
Physiologie der Hirnrinde
Jahrbuch der Max Planck Gesellschaft zur Förderung der Wissenschaften e.V.(1968)

Deecke , L. , P. Scheid und H.H. Kornhuber
Distribution of readiness potential , premotion potential and motorpotential of the human cerebral cortex preceeding voluntary finger movements
Exp. brain res.) 7: 158 - 168 . (1969)

Eccles , J.C.
Inhibition in thalamic and cortical neurons and its role in phasing neuronal discharges
Epilepsia 6: 89 - 115 (1965)

Färber , G. und Probst , W.
Automatische Versuchssteuerung und Versuchsauswertung mit der IBM System 1130 , dargestellt an einem Beispiel aus der Medizin
IBM Nachrichten 18: 126 - 131 (1968)

Gilden , L. , Vaughan , H.G. und L.D. Costa
Summated human EEG potentials with voluntary movements
Electroenc. clin. Neurophysiol. 20: 433 - 438 (1966)

Goldstein , S.
Phase coherence of the alpha rhythm during photic blocking
Electroenc. clin. Neurophysiol. 29: 127 - 136 (1970)

Goldring , S. und J.L. O'Leary
Cortical D. C. changes incident to midline thalamic stimulation
Electroenc. clin. Neurophysiol. 9: 577 -584 (1957)

Haider, M. ,E. Groll und G. Studynka
Orientierungs - und Bereitschaftspotentiale bei unerwarteten Reizen
Exp. brain res. 5: 45 - 54(1968)

Heinemann , U. und H. Scheich
Considerations on the relationship between alpha rhythm and so-called expectancy waves
Electroenc. clin. Neurophysiol. 27: 626 (1969)

Hillyard , St.A. und R. Galambos
Effects of the stimulus and response contingencies on a surface negative slow potential shift in man
Electroenc. clin. Neurophysiol. 22: 297 - 304 (1967)

Horstfehr , H.O.
The spatial sum of evoked response to a single stimulus - light or sound - recorded from the human scalp
Electroenc. clin. Neurophysiol. Suppl. 26: 139 - 146 (1967)

Hoovey , Z. , U.Heinemann , O.D. Creutzfeldt und J. Martinius
Bilateral " synchrony " of alpha - waves
In Preparation

Hubel , D. und T.N. Wiesel
Receptive fields , binocular interaction and functional architecture in the cats visual cortex
J. Physiol. (Lond.) 160: 106 - 154 (1962)

Irwin , D.A. , J.R. Knott , D.W. Mc Adam und C.S. Rebert
Motivational determinants of the " contingent negative variation "
Electroenc. clin. Neurophysiol. 21: 538 - 543 (1966)

Jasper , H.H.
Diffuse projection systems: The integrative action of the thalamic reticular system
Electroenc. clin. Neurophysiol. 1: 405 - 420 (1949)

Järvilehto ,T. und Fruhstorfer , H.
Chracteristics of slow cortical potentials associated with motor and mental acts in man
Acta physiol. scand. Suppl. 130: 116 (1969).

Järvilehto , T. und Frunstorfer , H.
Differentiation between slow cortical potentials asso - ciated with motor and mental acts in man
Exp. brain res. in prep.

Kabriski , M.
A proposed model for visual information processing in the human brain
Univ. Illinois Press ,Urbana and London (1966)

Knott , J.R. und D.A. Irwin
Anxiety, stress and contingent negative variation
Electroenc. clin. Neurphysiol. 24: 286 (1968)

Kornhuber , H.H. unde L. Deecke
Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des "enschen
Pflügers Archiv 284: 1 - 17 (1965)

Kugler , J.
Electroenzephalographie in der Praxis
g. Thieme Verlag , Stuttgart (1966)

Lee, Y.W. ,T.P. Chetham und Wiessner , J.B.
Application of correlation analysis to the detection of periodic signs in noise
Proc. I.R.E. 38: 1605 -1771 (1950)

Lee, Y.W.
Statistical theory of communication
John Wiley , New York 6 (1960)

Legewie , H. und W. Probst
On-line analysis of EEG with a small computer
(Period - Amplitude Analysis)
Electroenc. clin. Neurophysiol. 27:533 -535 (1969)

Legewie , H. , O. Simonova und O.D. Creutzfeldt
EEG changes during performance of various tasks
under open and closed eyes conditions
Electroenc. clin. Neurophysiol. 27:470 - 479 (1969)

Lindley ,D.B.
Electrophysiology of the visual system and its
relations to perceptual phenomena
In: M.A.B. Brazier (Ed.)
Brain and Behaviour
Americ. Inst. Biol. Sci. , Washington D.C.
1: 359 - 392 (1961)

Liske ,E. , H.M. Hughes und D.E. Stowe
Crosscorrelation of human alpha activity: normative data
Electroenc. clin. Neurophysiol. 22:429 - 436 (1967)

Low ,M.D. , R.P. Borda , J.D. Frost jr. und P. Kellaway
Surface negative , slow potential shift associated with
conditioning in man
Neurology(Minneap.) 16:771 - 782 (1966)

Low , M.D. und J.W. McSherry
Further observations of psychological factors involved
in CNV -genesis
Electroenc. clin. Neurophysiol. 25: 203 - 207 (1968)

Mc Adam, D.W. und D.M. Seales
Bereitschaftspotential enhancement with increased level
of motivation
Electroenc. clin. Neurophysiology 27: 73 - 75 (1969)

Mergenhagen ,D.,O. Creutzfeldt und G.Neuweiler
Beziehungen zwischen Aktivität corticaler Neurone und EEG - Wellen im motorischen Cortex der Katze bei Hypoglykämie
Arch f. Psyh. u. Zeitschrift f. d. ges. Neurol. 211:43 - 62 (1968)

Martinius,J. Z.B. Hoovey , U. Heinemann und H.M. Weinmann
Die interhemispärische Phasenbeziehung des okzipitalen Alpharhythmus im Kindesalter
EEG - EMG 1: 117 (1970)

Moruzzi ,G.
Synchronizing influences of the brain stem and the inhibitory mechanism underlying the production of sleep by sensory stimulation
Moscow colloquium on electroencephalography of higher nervous activity
EEG clin. Neurophysiol. Suppl. 13: 231 - 256 (1960)

Moruzzi , G.
Reticular influences on the EEG
Electroenc. clin. Neurophysiol. 16: 2 - 17 (1964)

Moruzzi , R.S. und Magoun, H.W.
Brain stem reticular formation and activation of the EEG
Electroenc. clin. Neurophysiol. 1: 455 - 473 (1949)

Mountcastle , V.B.
Modality and topographic properties of single neurones of cat's somatic sensory cortex
J.Neurophysiol. 20: 408 - 434 (1957)

Peacock jr. , S.M.
Averaged "after activity " and the alpha regeneration cycle
Electroenc. clin Neurophysiol. 28: 287 - 295 (1970)

Remond , A. und Lesevre , N.
Variations in averaged visual evoked potentials as a function of the alpha rhythm phase
Electroenc. clin Neurophysiol. Suppl. 26: 42 - 52 (1967)

Rowland ,V. und M. Goldstone
Appetitively conditioned and drive related bioelectrical baseline shifts in cat cortex
Electroenc, clin. Neurophysiol. 15: 474 - 478 (1963)

Rusinov , V.S.
General and localised alterations in the electroencephalogram during the formation of conditioned reflexes in man
The Moscow colloquium on Electroencephalography of higher nervous activity
Electroenc. clin. Neurophysiol. Suppl. 13: 309 pp (1960)

Scheich , H.
Die Synchronisation des Alpharhythmus
Inauguraldissertation an der med.Fakultät der Ludwigs Maximilians Universität München (1969)

Shvets, T.B.
Conference of higher nervous activity Abstracts
Moscow 1958 138 - 140 Russian
zitiert nach : Rusinov V.S. s. o.

Siegel, S.
Nonparametric statistics for the behavioral sciences
Mc Graw Hill Book Co. , New York ,(1956)

Simonov . P.V.
Basic (alpha) EEG rhythm as electroencaphalic manifestations of preventive inhibition of brain structures
Progr. brain res. 22: 138 - 147 (1968)

Singer , W. und Creutzfeldt , O.D.
Die Bedeutung der Vorderhirnkommissuren für die Koordination bilateraler EEG - Muster
Exp. Brain res. 7: 195 213 (1969)

Tecce ,J.J. und N.M. Scheff
Attention reduction and suppressed direct - current potentiale in the human brain
Science 164 : 331 - 333 (1969)

Vaughan , H,G, , L.D. Costa und W.Ritter
Topography of the human motor potential
Electroenc. clin. Neurophysiol. 25: 1 - 10 (1968)

Vaughan , H.G. und L.D. Costa
Analysis of electroencephalographic correlates of human sensori - motor processes
Electroenc. clin. Neurophysiol. 24: 288 (1968)

Walter , W.G. R.Cooper und V.J. Alridge,W.C. McCallum u.A.L.Winta
Contingent negative variation - An electrical sign of sensorimotor association and expectancy in human brain
Nature , July 25 , 1964 2o3:38o -384

Walter , W.G.
Slow potential changes in human brain associated with expectancy , decision and intention
Electroenc. clin. Neurophysiol. Suppl. 26: 123 - 130 (1967)

Walter , W.G.
The CNV - an electrocortical sign of sensorimotor reflex association in man
Progr. Brain Res. 22: 364 - 377 (1968)

Cohn , R.
The occipital alpha-rhythm - a study of phase variations
J.Neurophysiol. 11:31 - 38 (1948)

Dawson , G.D.
Autocorrelation and automatic integration
Electrenc. clin. Neurophysiol. Suppl. 4: 26 -37 (1953)

Imahori K.und K. Sahura
On the statistical method in brain wave study
Part I. Folia psychiat. neurol. jap. 3:137 - 155 (1949)

Middleton , D.
An introduction to statistical information theory
Mc Graw Hill Book Comp Inc. 1962

Morison , R.S. und E.W.Dempsey
A study of thalamocortical relations
Amer. J. Physiol. 135:281 - 292 (1942)

Schuckmann H. und W.S. Battersby
Frequency specific mechanism in learning
I. Occipital activity during sensory preconditioning
Electroenc. clin. Neurophysiol 18: 45 - 55(1965)

P. S. Ich danke

Herrn Prof. Dr. O.D. Creutzfeldt für eine Reihe von Hinweisen , Hilfen und Anregungen ,

Herrn Dr. Henning Scheich für die Beratung bei den Experimenten ,

Herrn Dipl. Ing. Wolfgang Probst für die Hilfen bei der Erarbeitung der Datentechnik,

Frau Hannelore Weißmann für ihre Hilfe bei der Erstellung der Abbildungen.

Lebenslauf

Ich , Uwe Friedrich Hellmuth Heinemann , wurde am 17.2. 1944 in Genthin bei Magdeburg geboren, als Sohn des Diplom Kaufmanns Fritz Heinemann und seiner Ehefrau Ingeborg , geborene Andreae.Nach Aufenthalten in Berlin (1944 - 1945) , Duisburg(1946 - 1948) wurde ich 1950 in Bevensen (Uelzen) eingeschult. 1952 - 1953 besuchte ich die Volksschule in Oker , dann in Bad Harzburg , wo ich 1955 die Aufnahmeprüfung für das Gymnasium bestand. 1964 machte ich dort das Abitur und begann anschließend in München , Medizin zu studieren. Dort legte ich auch das Staatsexamen im Juni 197o ab.Seit dem 1.1o.197o bin ich im Max-Planck Institut für Psychiatrie als wissenschaftlicher Mitarbeiter beschäftigt.